

MARCELO LEITE MACHADO DA SILVEIRA

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DE DIFERENTES TIPOS
DE FIXAÇÃO EM OSTEOTOMIA SAGITAL DO
RAMO APÓS DIFERENTES AVANÇOS E
ALTERAÇÕES DO PLANO MANDIBULAR: UM
ESTUDO COM ELEMENTOS FINITOS**

**NATAL/RN
2018**

MARCELO LEITE MACHADO DA SILVEIRA

ANÁLISE BIOMECÂNICA DE DIFERENTES TIPOS DE
FIXAÇÃO EM OSTEOTOMIA SAGITAL DO RAMO
APÓS DIFERENTES AVANÇOS E ALTERAÇÕES DO
PLANO MANDIBULAR: UM ESTUDO COM
ELEMENTOS FINITOS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Saúde Coletiva, Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Saúde Coletiva.

Orientador: Adriano Rocha Germano

Natal/RN
2018

Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN

Sistema de Bibliotecas - SISBI

Catálogo de Publicação na Fonte. UFRN - Biblioteca Setorial Prof. Alberto Moreira Campos - Departamento de Odontologia

Silveira, Marcelo Leite Machado da.

Análise biomecânica de diferentes tipos de fixação em osteotomia sagital do ramo após diferentes avanços e alterações do plano mandibular: um estudo com elementos finitos / Marcelo Leite Machado da Silveira. - 2018.

74 f.: il.

Dissertação (Mestrado em Saúde Coletiva) - Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Saúde Coletiva, Natal, 2018.

Orientador: Adriano Rocha Germano.

1. Osteotomia sagital do ramo mandibular - Dissertação. 2. Rotação no sentido horário - Dissertação. 3. Fixação interna rígida - Dissertação. 4. Análise de elementos finitos - Dissertação. I. Germano, Adriano Rocha. II. Título.

RN/UF/BSO

BLACK D72

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, o alicerce da minha formação como ser humano e que me ensinaram o que é ser amado;

À minha tia Carmem *in memoriam*, pelo exemplo de vida que ela representou;

Às minhas irmãs e familiares que sempre estiveram ao meu lado;

Ao meu orientador, Prof. Dr. Adriano Rocha Germano, por todos os ensinamentos na área da Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial;

À Isabel, meu amor, por todo o carinho a mim dedicado.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por todas as conquistas, oportunidades e alegrias que tive em minha vida;

À Universidade Federal do Rio Grande do Norte, lar da minha formação acadêmica;

Aos coordenadores, professores e funcionários do Programa de Pós-Graduação em Saúde Coletiva da UFRN, em especial ao secretário Lucas, por toda a atenção prestada;

À Engimplan[®] por proporcionar acesso aos programas necessários para a realização deste trabalho;

Ao engenheiro Márcio Bueno por toda paciência, disponibilidade, apoio e dedicação. Um exemplo de profissional e ser humano;

Aos professores da área de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da UFRN por serem partes fundamentais na minha formação acadêmica e profissional;

Dedico também este trabalho a todos os familiares e amigos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a minha formação acadêmica, profissional, social e familiar;

Aos meus pais, Alexandre e Mari por todo amor e carinho;

Às minhas irmãs Marina e Mariana por sempre estarem comigo, mesmo nos momentos de maior dificuldade;

Ao grande amor da minha vida, Isabel, ao lado de quem encontrei a felicidade;

Aos meus tios, avós e primos por todo o carinho e apoio;

Ao Prof. Dr. Eduardo Costa Studart Soares e demais amigos da Universidade Federal do Ceará, onde minha formação em Cirurgia Buco-Maxilo-Facial foi estruturada;

Aos grandes amigos Dr. Maykel, Dr. Samuel e Dr. Saulo, pessoas que muito estimo e que são mãos de apoio em momentos de dificuldade;

Aos colegas do CPGO-Natal, da UFRN e das prefeituras de Angicos, Riachuelo, Natal e São Paulo do Potengi, por toda parceria e por propiciarem que eu pudesse exercer essa profissão que tanto amo;

Aos amigos do Natal Solaris por todo apoio ao longo desses anos.

Uma vida só é importante no impacto que ela causa em outras vidas.

A posse mais luxuosa, o mais rico tesouro que alguém pode possuir é sua própria dignidade.

Jackie Robinson, 42.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar, por meio de um estudo com análise em elementos finitos, as tensões de superfície presentes na cortical óssea mandibular e no material de síntese, assim como avaliar a resistência da fixação ao deslocamento após a osteotomia sagital do ramo mandibular (OSRM) quando da realização de diferentes avanços mandibulares com e sem alteração do plano mandibular. Foram obtidos modelos virtuais tridimensionais de uma mandíbula e planejados avanços de 6 e 12mm com avanço linear, assim como associados ao giro horário e anti-horário do plano mandibular. Cada conjunto foi, então, fixado com uma ou duas placas monocorticais do sistema 2.0 dispostas horizontalmente com 4 parafusos em cada placa. Ao todo, foram construídos 12 modelos que foram então submetidos a uma carga vertical linear na região de incisivos centrais em incrementos de 50N até o limite máximo de 500N. Os resultados demonstraram que os avanços de 12mm estão associados a maiores tensões nas corticais ósseas e no material de síntese. Também foi possível concluir que os modelos fixados com duas placas apresentaram valores menores de tensão no material de síntese em comparação aos modelos fixados com uma placa. A mudança do plano mandibular no sentido anti-horário nos avanços de 6 mm, fixados com 1 ou 2 placas, aumentou a tensão no material de síntese, o que não ocorreu nos avanços de 12 mm. Esses resultados podem auxiliar os cirurgiões na tomada de decisão clínica diária.

Palavras-chave: osteotomia sagital do ramo mandibular, rotação no sentido horário, fixação interna rígida, análise de elementos finitos.

ABSTRACT

The aim of the present paper was to evaluate, via a finite element analysis, the tensions on the cortical bone and the plating system, as to evaluate mandibular resistance after the sagittal split ramus osteotomy with different mandibular advancements and mandibular plane movements. 3D mandibular models were obtained and a 6mm and 12mm advancement was planned associated with linear, clockwise or counter clockwise rotation of the mandibular plane angle. Each model was then fixed with one or two plates of the 2.0mm system and held with 4 monocortical screws at each side. A total of 12 models were built and they were subjected to a vertical load in the incisors region ranging from 50N to 500N in 50N increments. Results have shown that the 12mm advancement was associated with a higher tension in the cortical bone and plate surface. It was also concluded that the models fixed with 2 plates presented lower values of tension on the plates in comparison with the models fixed with a single plate. Counter clockwise rotation of the mandibular plane angle in the 6mm advancement, fixed with 1 or 2 plates, brought more tension to the plates, which did not occur in the 12mm advancements. These results may aid surgeons with decision making on a daily basis.

Key words: sagittal split ramus osteotomy; clockwise rotation; rigid internal fixation; finite element analysis.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|-----------|
| Figura 1 – Alterações do plano oclusal | Página 27 |
| Figura 2 – Planejamento virtual com avanço linear de 6mm | Página 28 |
| Figura 3 – Planejamento virtual com avanço de 6mm associado ao giro horário do plano mandibular | Página 28 |
| Figura 4 – Planejamento virtual com avanço de 6mm associado ao giro anti-horário do plano mandibular | Página 29 |
| Figura 5 – Planejamento virtual com avanço linear de 12mm | Página 29 |
| Figura 6 – Planejamento virtual com avanço de 12mm associado ao giro anti-horário do plano mandibular | Página 30 |
| Figura 7 – Planejamento virtual com avanço de 12 mm associado ao giro anti-horário do plano mandibular | Página 30 |
| Figura 8 – Fluxograma de desenvolvimentos dos modelos em elementos finitos | Página 33 |
| Figura 9 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 1 | Página 39 |
| Figura 10 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 2..... | Página 41 |
| Figura 11 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 3..... | Página 43 |
| Figura 12 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 4..... | Página 45 |
| Figura 13 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 5..... | Página 48 |
| Figura 14 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 6..... | Página 50 |
| Figura 15 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 7..... | Página 52 |
| Figura 16 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 8..... | Página 55 |
| Figura 17 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 9..... | Página 57 |
| Figura 18 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 10..... | Página 59 |
| Figura 19 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 11..... | Página 61 |
| Figura 20 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 12..... | Página 63 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|--|-----------|
| Tabela 1 – Modelos de estudo | Página 31 |
| Tabela 2 – Propriedades mecânicas da mandíbula e do titânio | Página 32 |
| Tabela 3 – Valores de tensões e deslocamento no modelo 1 | Página 38 |
| Tabela 4 – Valores de tensões e deslocamento no modelo 2 | Página 40 |
| Tabela 5 – Valores de tensões e deslocamento no modelo 3 | Página 43 |
| Tabela 6 – Valores de tensões e deslocamento no modelo 4 | Página 45 |
| Tabela 7 – Valores de tensões e deslocamento no modelo 5 | Página 47 |
| Tabela 8 – Valores de tensões e deslocamento no modelo 6 | Página 50 |
| Tabela 9 – Valores de tensões e deslocamento do Modelo 7..... | Página 52 |
| Tabela 10 – Valores de tensões e deslocamento do Modelo 8..... | Página 54 |
| Tabela 11 – Valores de tensões e deslocamento do Modelo 9..... | Página 56 |
| Tabela 12 – Valores de tensões e deslocamento do Modelo 10..... | Página 58 |
| Tabela 13 – Valores de tensões e deslocamento do Modelo 11..... | Página 61 |
| Tabela 14 – Valores de tensões e deslocamento do Modelo 12..... | Página 63 |
| Tabela 15 – Resumo dos valores das tensões e deslocamentos máximos em cada modelo..... | Página 64 |

SUMÁRIO

| | | |
|------|--|----|
| 1 | INTRODUÇÃO..... | 13 |
| 2 | REVISÃO DA LITERATURA | 15 |
| 2.1 | ESTUDOS COM ELEMENTOS FINITOS..... | 15 |
| 2.2 | CARGA OCLUSAL..... | 18 |
| 2.3 | OSTEOSSÍNTESE..... | 20 |
| 2.4 | AVANÇO MANDIBULAR | 23 |
| 2.5 | ROTAÇÃO DO PLANO OCLUSAL | 24 |
| 3 | OBJETIVOS | 25 |
| 3.1 | OBJETIVO GERAL..... | 25 |
| 3.2 | OBJETIVOS ESPECÍFICOS | 25 |
| 4 | METODOLOGIA | 26 |
| 4.1 | TIPO DE ESTUDO | 26 |
| 4.2 | OBTENÇÃO DOS MODELOS MANDIBULARES E CIRURGIA VIRTUAL | 26 |
| 4.3 | DESENVOLVIMENTO DOS MODELOS EM ELEMENTOS FINITOS | 31 |
| 4.4 | PROPRIEDADES MECÂNICAS | 33 |
| 4.5 | FORÇA OCLUSAL E RESTRIÇÃO DE MOVIMENTAÇÃO DO SEGMENTO PROXIMAL | 35 |
| 4.6 | TENSÕES DE SUPERFÍCIE E DESLOCAMENTO DO SEGMENTO DISTAL | 35 |
| 5 | RESULTADOS | 37 |
| 5.1 | MODELO 1 – AVANÇO LINEAR DE 6mm FIXADO COM 1 PLACA | 37 |
| 5.2 | MODELO 2 – AVANÇO DE 6mm E GIRO HORÁRIO FIXADO COM 1 PLACA | 39 |
| 5.3 | MODELO 3 – AVANÇO DE 6mm E GIRO ANTI-HORÁRIO FIXADO COM 1 PLACA..... | 41 |
| 5.4 | MODELO 4 – AVANÇO LINEAR DE 12mm FIXADO COM 1 PLACA | 44 |
| 5.5 | MODELO 5 – AVANÇO DE 12mm E GIRO HORÁRIO FIXADO COM 1 PLACA | 46 |
| 5.6 | MODELO 6 – AVANÇO DE 12mm E GIRO ANTI-HORÁRIO FIXADO COM 1 PLACA..... | 48 |
| 5.7 | MODELO 7 – AVANÇO LINEAR DE 6mm FIXADO COM 2 PLACAS | 51 |
| 5.8 | MODELO 8 – AVANÇO DE 6mm E GIRO HORÁRIO FIXADO COM DUAS PLACAS | 53 |
| 5.9 | MODELO 9 – AVANÇO DE 6mm E GIRO ANTI-HORÁRIO FIXADO COM 2 PLACAS..... | 55 |
| 5.10 | MODELO 10 – AVANÇO LINEAR DE 12mm FIXADO COM 2 PLACAS..... | 57 |
| 5.11 | MODELO 11 – AVANÇO DE 12mm E GIRO HORÁRIO FIXADO COM DUAS PLACAS | 59 |
| 5.12 | MODELO 12 – AVANÇO DE 12mm E GIRO ANTI-HORÁRIO FIXADO COM 2 PLACAS | 62 |
| 5.13 | TENSÕES E DESLOCAMENTOS MÁXIMOS EM CADA MODELO | 64 |
| 6 | DISCUSSÃO | 65 |
| 7 | CONCLUSÕES..... | 71 |
| | REFERÊNCIAS | 72 |

1 INTRODUÇÃO

A osteotomia sagital do ramo mandibular (OSRM) é um procedimento amplamente usado no tratamento de deformidades dentofaciais. Inicialmente descrita por Trauner e Obwegeser em 1957, a técnica da OSRM foi modificada por Dal Pont em 1967 e é, ainda hoje, utilizada dessa forma pela maioria dos cirurgiões.^{1,2} Após o advento da fixação interna rígida, a previsibilidade dos resultados aumentou. No entanto, muitos autores ainda relatam problemas de recidiva e alteração da posição dos segmentos no período pós-operatório.³⁻⁵

Existem diferentes métodos de se realizar a fixação dos segmentos distal e proximal após a OSRM. Diferentes técnicas e arranjos estão disponíveis e seu uso depende muito da preferência do cirurgião. Dentre esses métodos, estão presentes a fixação com o uso de parafusos bicorticais de *Lag Screw* e a fixação por meio de placas e parafusos monocorticais. Apesar de mais estável, a fixação com uso de parafusos bicorticais necessita de uma incisão extra-oral e pode acarretar um dano ao nervo alveolar inferior por esmagamento dos segmentos ósseos ou por dano direto do parafuso ao nervo. O uso de *Lag Screws* também pode causar uma rotação no côndilo, tirando-o de sua posição ideal na fossa glenóide.⁶

Estudos que avaliaram a eficácia da osteossíntese após a realização da OSRM têm falhado em analisar o comportamento do material de síntese quando da realização de grandes avanços, necessários para o tratamento de pacientes portadores da síndrome da apneia obstrutiva do sono (SAOS).^{7,8} Além disso, os efeitos da alteração do plano oclusal sobre o material de síntese também é um assunto escasso na literatura, com muitos trabalhos se preocupando apenas em avaliar a estabilidade pós-operatória quando desse tipo de tratamento.⁹

Dessa maneira, se faz necessário conhecer os efeitos desses fatores sobre o material de síntese, assim como sobre os segmentos osteotomizados quando da realização de um reposicionamento anterior da mandíbula. Nesse cenário, estudos com elementos finitos têm-se mostrado uma ferramenta útil por propiciar uma avaliação das zonas de maior estresse, tanto nas estruturas ósseas (cortical e medular), quanto nas superfícies do material de síntese, em diferentes tipos de fixação e de movimentos mandibulares. Com essa análise, também é possível avaliar a estabilidade da fixação pela mensuração da movimentação do segmento distal.¹⁰

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 ESTUDOS COM ELEMENTOS FINITOS

A análise em elementos finitos (AEF) é a avaliação matemática de um modelo virtual tridimensional e que apresenta características realísticas, porém virtuais do objeto estudado.^{11,12} É uma opção não invasiva de análise que possibilita a quantificação de dados mecânicos sem a limitação que os testes *in vivo* poderiam impor como, por exemplo, limites de dados aferíveis, custos elevados, disponibilidade do paciente e aplicabilidade prática de ensaios clínicos.¹³ É um processo utilizado com muita frequência nas diferentes áreas da engenharia, assim como na indústria aeroespacial, mostrando-se também uma ferramenta útil em Odontologia.¹⁴

A construção do objeto virtual se dá por um processo matemático chamado de discretização, no qual ocorre a divisão (partição) de um todo em unidades de menor complexidade (elementos finitos), gerando dados que podem ser utilizados para se calcular a deformação e o estresse sofridos pela estrutura estudada. As unidades de elementos que constituem os objetos virtuais são conectadas por nós que também são utilizados para fins de cálculos de tensão e compressão devido às alterações sofridas em cada um desses nós. Maurer et al. em 1999, por exemplo, confeccionou uma estrutura mandibular composta de 19,845 elementos triangulares ligadas por 4.285 nós, enquanto Erkmen et al. em 2005, também utilizando elementos triangulares, utilizou um modelo de mandíbula com 122.717 elementos conectados por 25.048 nós. Já Bohluli et al. em 2010, lançando mão de elementos tetraédricos, construiu um modelo mandibular com 236.800 elementos e 343.600 nós.^{7,11,12}

A precisão dos resultados é dependente da quantidade de divisões sofridas pelo corpo tridimensional durante a análise virtual. Dessa forma, quanto maior for o número de unidades (elementos) em que o corpo for dividido, mais dados serão obtidos e maior será o tempo de processamento desses dados. A divisão do corpo deve ser feita de forma a tornar viável a análise

dos dados sem comprometer os resultados, facilitando a obtenção e processamento dos valores.¹⁵

Para saber se a divisão do corpo em elementos é a ideal para a realização dos cálculos, principalmente quando novos tipos de objetos são testados, é possível realizar um teste de convergência. Esse teste pode ser executado com o auxílio do próprio software para análise de elementos finitos. Ming-Yih et al. (2010) utilizou esse teste para avaliar a aplicação de seis configurações diferentes de *Lag Screws* na fixação de um recuo mandibular de 10mm. No estudo, o autor testou diferentes conformações de elementos finitos do tipo tetraedro quadrado que variavam em quantidade e tamanho, para então saber qual seria a melhor estrutura para estudar as tensões na mandíbula. O software disponibilizou diferentes tipos de conformações pré-definidas desses elementos para serem escolhidas com a finalidade de se construir a estrutura tridimensional ideal. Quanto menor fosse o tamanho do elemento escolhido, maior seria a quantidade dele na estrutura e mais nós estariam presentes.¹⁶

Ainda sobre a construção do objeto, esse processo só é possível caso sejam inseridas no programa as características mecânicas das superfícies das estruturas estudadas. As características mecânicas de interesse são o módulo de elasticidade de *Young* (E) e o coeficiente de *Poisson* (ν). O módulo de elasticidade de *Young* é um parâmetro mecânico que proporciona uma medida da rigidez de um material sólido. É um parâmetro importante, pois está associado à descrição de várias outras propriedades mecânicas como, por exemplo, a tensão de escoamento e a tensão de ruptura. Já o coeficiente de *Poisson* mede a deformação transversal, em relação à direção longitudinal de aplicação da carga de um material homogêneo e isotrópico. O módulo de elasticidade de *Young* é expresso em *Mega Pascal* (MPa) ou *Giga Pascal* (GPa) enquanto o coeficiente de *Poisson* é adimensional, sendo expresso apenas pela sua forma numérica.^{11,12-15}

As características mecânicas impostas ao osso cortical da mandíbula sofrem pouca variação na literatura, pois são valores conhecidos e validados.^{11,12,14} Algum tipo de alteração pode ser vista em estudos que diferenciam a medular da cortical óssea. Maurer et al. (2003), por exemplo, considerou a medular óssea como tendo um módulo de elasticidade de *Young* de 0,5GPa, enquanto o modelo criado por Erkmen et al. (2005) considerou a cortical óssea como tendo um módulo de elasticidade de 14,8GPa.^{12,14,15} Dessa forma, o modelo mandibular ideal tem que apresentar valores similares aos vistos nesses estudos prévios já consolidados e que mais se aproximam da realidade clínica de uma mandíbula humana.

As definições das características mecânicas das superfícies também servem para determinar se e quando haverá falha do material estudado. Isso porque, após a aplicação da carga, caso o valor de tensão gerado fique acima do suportado pela estrutura, pode-se supor que a mesma irá sofrer quebra ou deformação.^{7,16} Para que essa análise seja possível, o valor de tensão máxima suportada pela estrutura deve ser conhecido.

Estudos prévios que avaliaram métodos de fixação em OSRM utilizando AEF, o fizeram pela construção de um modelo mandibular tomando por base os dados extraídos da literatura ou até mesmo com base em dados extraídos de exames de Tomografia Computadorizada (TC).¹¹⁻¹³ Ainda assim, apesar de apresentarem uma similaridade muito próxima à realidade, esses modelos consideravam, para fins de análise, que a cortical óssea seria isotrópica, homogênea e de elasticidade linear, o que é, na verdade, uma simplificação da realidade.¹¹⁻¹⁵

Já para se determinar as propriedades mecânicas dos materiais de síntese, basta buscar essas informações com o fabricante dos materiais. Caso não se tenha acesso a esses valores, pode-se também utilizar um valor que representa as características da liga de titânio, usualmente utilizada na confecção das placas e parafusos. Os valores padrão dessas ligas de titânio são de $E = 114 \text{ GPa}$ e $\nu = 0.34$.¹⁷

Após a construção do objeto virtual, as mensurações de estresse são quantificadas em valores de tensão de *Von Mises* (σ), uma medida utilizada para calcular a tensão de materiais dúcteis e expressada em *Newtons* por mm^2 ou *Megapascal* ($1 \text{ N/mm}^2 = 1 \text{ Mpa}$). Esses valores de tensão podem, então, ser representados em uma escala de cor de acordo com o estresse sofrido pela estrutura tridimensional em cada região específica do corpo virtual. Dessa forma, é possível mensurar o estresse gerado nas superfícies mandibulares, assim como na superfície do material de síntese.^{8,12-15}

A AEF tem se mostrado uma ferramenta útil para a avaliação da fixação mandibular em cirurgia ortognática.^{10,18,19} Sua eficácia já foi demonstrada após a comparação com os resultados obtidos em estudos *in vitro*, quando as características analisadas foram similares nos dois modelos.^{20,21} Ainda assim, apesar de ser um método de mensuração mais eficiente e fidedigno, quando comparado aos estudos *in vitro*, a AEF é uma representação da realidade. Esses estudos proporcionam a realização de cálculos do estresse sofrido por estruturas tridimensionais, sujeitas à aplicação de uma força estimada. Estudos *in vivo* podem complementar esses achados.¹¹⁻¹³

2.2 CARGA OCLUSAL

A avaliação das tensões nas placas, parafusos e nas corticais ósseas só é possível após a aplicação de uma carga no corpo virtual da mandíbula. Os dados presentes na literatura podem ser consultados para se chegar a um valor ideal, que é geralmente expresso em *Newtons*, mas que também pode ser expresso em quilogramas.^{13,15} Erkmen et al. (2005), por exemplo, utilizou um valor de carga oclusal de 500N aplicada na região de primeiro molar em um estudo sobre avanço mandibular, optando por uma carga de 600N, quando da realização de um segundo estudo sobre recuo mandibular.^{14,15}

Maurer et al., por outro lado, estabeleceu que uma mandíbula humana somente seria capaz de tolerar uma tensão de $\sigma = 85\text{MP}$ antes de sofrer uma fratura. Dessa forma, ele pôde calcular que tipo de arranjo de fixação suportaria uma carga maior antes que a cortical óssea atingisse essa tensão superficial. Após as análises, foram obtidos valores de 167,5N para o arranjo com parafusos bicorticais de 2.0mm, 89,1N para os parafusos de 1.5mm (ambos dispostos na configuração de L invertido) e de 124,6N para a placa com 4 parafusos monocorticais.¹²

O local de aplicação das forças oclusais é algo que pode variar nos estudos com elementos finitos. Entretanto, a maioria dos autores busca aplicar cargas lineares na região de primeiro molar ou incisivos centrais.^{7,11-15} Quando os modelos virtuais não apresentam dentes, estimativas da posição do primeiro molar ou incisivos podem ser realizadas. Maurer et al. (2005), por exemplo, ao usar um modelo virtual que não continha os elementos dentários, estipulou um local 30mm anterior ao parafuso localizado mais inferiormente como região em que o primeiro molar se encontraria.^{11,12} Chuong et al. (2005), por outro lado, também utilizando um modelo virtual edêntulo, estimou a aplicação de cargas oclusais na região de incisivos centrais e pré-molares.¹³ Já Bohluli et al. (2010), construiu um modelo que apresentava em sua composição os molares (primeiro e segundo molares), além dos pré-molares.⁷

Outra manobra que pode ser utilizada na avaliação com elementos finitos é aplicar diferentes cargas em um mesmo modelo para ver como ele se comporta. Em uma análise realizada por Bohluli et al. em 2010, o autor aplicou cargas de 75N, 135N e 600N.⁷ Com isso, foi possível observar que a fixação com o uso de um parafuso de Lag Screw isolado ou o uso de uma única placa com 2 parafusos monocorticais não suportariam uma carga oclusal acima de 135N. Ou seja, aplicando diferentes cargas, o autor conseguiu determinar também se o material de síntese iria suportar as cargas fisiológicas da mastigação.^{7,8}

Ainda sobre o local de aplicação da carga no corpo de prova, o mesmo irá depender de como esse corpo mandibular foi construído. A maioria dos estudos toma como base um modelo virtual de hemi-mandíbula para calcular a aplicação de forças oclusais, o que mantém a análise restrita à forças unilaterais.^{11,12,14,15,22} Entretanto, a reconstrução tridimensional de uma mandíbula inteira pode ser realizada e forças oclusais bilaterais podem ser empregadas a fim de avaliar o comportamento da osteossíntese nas duas osteotomias.¹³ Independente da aplicação uni ou bilateral da carga, uma coisa que todos os estudos com AEF e osteossíntese da OSRM apresentam em comum é a estabilização da mandíbula na região do côndilo mandibular, assim como a aplicação de forças oclusais lineares e perpendiculares à oclusal dos dentes.¹¹⁻¹⁵ Também é possível gerar modelos de estudo em que diferentes vetores de força sejam aplicados como, por exemplo, vetores de forças que simulam a ação dos músculos da mastigação.^{18,22}

2.3 OSTEOSSÍNTESE

Existem diferentes métodos de se realizar a fixação após a osteotomia sagital do ramo.^{5,6} Dentre esses métodos, a fixação semirrígida com fios de aço tem entrado em desuso por não oferecer estabilidade suficiente, além de necessitar de bloqueio maxilo-mandibular no período pós-operatório.²³⁻²⁵ Dessa forma, os diferentes métodos de fixação interna rígida que são utilizados atualmente têm sido alvo de estudos, inclusive na área de elementos finitos, para avaliar a eficácia da fixação de cada uma das técnicas.^{17-19,26}

Um dos primeiros estudiosos a utilizar AEF para avaliar a osteossíntese em OSRM foi Maurer et al. em 1999.¹¹ Ele estudou a estabilidade da fixação, utilizando dois arranjos diferentes de *Lag Screw* com diâmetros de 1.5 e 2.0mm. O autor observou que a configuração triangular superava a linear quando da osteossíntese apenas com os parafusos. A configuração triangular em L invertido apresentou tensões de superfície menores tanto na superfície do

material de síntese quanto na superfície das corticais ósseas. Ele também observou que os arranjos de fixação com parafusos de 2.0mm foram superiores, suportando uma carga oclusal maior do que os de diâmetro de 1.5mm.

Já em 2003, Maurer et al. ampliou sua avaliação e incluiu, na análise de elementos finitos, uma comparação entre a osteossíntese com *Lag Screws* e placas do sistema 2.0mm.¹² Ele quis avaliar se a configuração triangular na forma de L invertido de parafusos bicorticais de *Lag Screws* superaria a fixação com placas e parafusos monocorticais. O autor estipulou um limite de 85Mpa para a tensão transmitida ao osso e, dentro desse limite, avaliou qual o tipo de fixação que suportaria uma carga mastigatória maior. O arranjo com os parafusos de *Lag Screws* suportou uma carga de 167,5N, enquanto o arranjo com uma placa e parafusos monocorticais suportou uma carga de 124,6N. Apesar dos parafusos de *Lag Screw* suportarem uma carga mastigatória maior, o resultado foi bem próximo, o que demonstrou a eficácia dos dois tipos de material na fixação da OSRM.

Com o passar do tempo, alterações na forma das placas e nos arranjos das fixações foram testados virtualmente, incluindo placas curvas, como o realizado por Chuong et al. em 2005.¹³ O autor quis comparar a resistência da fixação utilizando parafusos bicorticais do sistema 2.0mm dispostos em L invertido com a fixação realizada por uma placa curva posicionada na zona de tensão mandibular (região do processo alveolar da mandíbula). Foi observado que, nessa situação, a fixação com parafusos bicorticais apresentou valores menores de tensão superficial tanto no material de síntese quanto na cortical óssea, além de apresentar menor deflexão na região dos incisivos centrais. Não houve, nesse estudo, comparações entre uma configuração com parafusos bicorticais de *Lag Screw* e duas placas com parafusos monocorticais.

Erkmen et al. (2005) utilizou AEF para comparar placas e parafusos monocorticais com parafusos bicorticais em avanços mandibulares de 5mm assim como no recuo mandibular após

a OSRM.^{12,13} O fato novo trazido por esses dois trabalhos foi a comparação entre fixação com uma e duas placas com os arranjos de parafusos bicorticais na configuração de L invertido. Como resultado, eles puderam observar que o arranjo de parafusos de *Lag Screw* em L invertido apresentou tensões superficiais na cortical óssea e no material de síntese menores do que as observadas nas configurações com uma e duas placas. Eles também demonstraram que a configuração com duas placas foi superior à configuração com apenas uma placa na distribuição do estresse superficial. Nesse estudo, o autor aplicou uma carga de 500N e demonstrou serem eficazes ambos, as placas e os parafusos monocorticais.

Estudos para a avaliação de placas do sistema locking também já foram realizados e demonstraram que, apesar de haver uma maior distribuição de estresse na cortical do segmento distal, esse sistema apresenta melhor distribuição de estresse entre os parafusos de fixação das placas quando comparado a placas do sistema 2.0 convencional. Placas do tipo locking também apresentaram menores taxas de estresse na cortical óssea do segmento proximal e nas medulares de ambos os segmentos quando comparada ao sistema convencional.²² Já quando os parafusos bicorticais foram comparados às placas do tipo locking, eles demonstraram maior estabilidade com valores de tensão de *Von Mises* menores não apenas no arranjo em L invertido, mas também quando foram dispostos de forma linear.²⁰

Apesar dos estudos iniciais utilizando AEF mostrarem melhores resultados com o uso dos parafusos bicorticais, estudos mais recentes demonstraram bons resultados com a aplicação de placas e parafusos monocorticais. Esses estudos demonstraram grande estabilidade inclusive quando do uso de apenas uma placa reta isolada quando a mesma foi colocada na zona de tensão da mandíbula.^{10,12,14,15,17,26} Vale ressaltar que esses estudos não retrataram o comportamento das placas e parafusos monocorticais frente a grandes avanços mandibulares e nem

responderam quais seriam os efeitos da alteração do plano mandibular sobre esses sistemas de fixação.

2.4 AVANÇO MANDIBULAR

A maioria dos autores que se utilizaram de elementos finitos para avaliar a estabilidade da fixação após a OSRM o fizeram lançando mão de movimentos pequenos tanto de avanço quanto de recuo mandibular.^{14,15,18} Avanços de 6mm são, por muitos, considerados como um avanço padrão em cirurgia ortognática.^{8,12,22} Chuong et al., em 2005, foi um dos primeiros autores a utilizar elementos finitos para avaliar a osteossíntese em avanços mandibulares maiores que 6mm, realizando avanços de 8mm.¹³ Nesse estudo, o autor usou uma placa com parafusos monocorticais em comparação com uma configuração em L invertido de parafusos bicorticais. Os resultados demonstraram boa distribuição de tensão com os parafusos bicorticais enquanto o uso de apenas uma placa demonstrou resultados inferiores.

Ensaio clínico observacional, no entanto, já foram realizados e demonstraram que os grandes avanços mandibulares (10mm ou mais) são mais instáveis e aumentaram o risco de recidiva.^{3,25,27,28} Riley et al. (2000), em uma avaliação retrospectiva de pacientes submetidos à avanço maxilo-mandibular para tratamento da SAOS, deixou claro a importância de se realizar um grande avanço mandibular para obter melhores resultados nesses casos. O autor observou melhora em parâmetros de oxigenação, assim como redução dos índices de apneia e hipoaneia quanto maior foi o avanço maxilo-mandibular.²⁹ Já Ubaldo et al. (2005) teve uma média de 8,3mm de avanço mandibular, o que ocasionou uma média de 10,7mm de espaço de via aérea posterior medidos em cefalometrias de controle, quando o ideal seria uma medida entre 11 e 12mm.²⁸

2.5 ROTAÇÃO DO PLANO OCLUSAL

Descrita inicialmente em 1989, a rotação do plano oclusal (PO) é, atualmente, um procedimento comum no planejamento e tratamento de deformidades dentofaciais.³⁰ Muitos pacientes não conseguem atingir um resultado estético e funcional satisfatório apenas com o posicionamento anteroposterior da mandíbula, sendo muitas vezes necessária a realização da rotação horária ou anti-horária do PO.^{9,31,32}

Wolford et al. (1993) enfatizou a importância da relação entre o plano horizontal de Frankfurt (PHF) e o PO, que deveria apresentar um valor entre 4 e 8 graus. Ele defende que, para a obtenção de um resultado estético e funcional satisfatório, esse valor deveria ser respeitado. Além disso, o autor demonstrou, por meio de um estudo retrospectivo, serem estáveis e previsíveis as alterações tanto no sentido horário quanto no sentido anti-horário do complexo maxilo-mandibular.³¹

Chemello et al., em 1994, também defendeu a rotação do plano oclusal para o tratamento de pacientes com problemas de face longa ou curta. O mesmo alegava que tal procedimento poderia ser necessário para que o resultado ideal fosse obtido nessas situações. Ele também realizou um estudo retrospectivo e demonstrou que a alteração do PO é um procedimento seguro e com boa estabilidade a longo prazo. A média do valor desse movimento nesse estudo foi de 5,6°, obtendo assim uma boa amplitude de movimento.³²

Apesar de muitos estudos já terem sido publicados para a avaliação da fixação após a realização da OSRM utilizando elementos finitos, nenhum deles se preocupou em avaliar os efeitos da rotação do plano oclusal dentro desse cenário. A preocupação dos autores foi apenas a de avaliar qual tipo de arranjo de fixação iria causar menor tensão superficial ao invés de tentar avaliar de que forma a alteração do plano mandibular atuaria na disseminação dessas tensões.

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo deste trabalho é avaliar, por meio de uma análise em elementos finitos, o comportamento das tensões de superfície da cortical óssea mandibular e do material de síntese, assim como avaliar a resistência da fixação após a osteotomia sagital do ramo mandibular (OSRM) quando da realização de avanços mandibulares de 6mm e 12 mm com e sem alteração do plano oclusal.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a) Comparar as tensões de superfície geradas nas corticais ósseas e na superfície do material de síntese nos avanços de 6mm e 12mm;
- b) Comparar as tensões superficiais no osso e no material de síntese com fixação com uma e com duas placas;
- c) Avaliar os locais de concentração de estresse nos avanços de 6mm e 12mm;
- d) Avaliar o comportamento das tensões superficiais na realização de avanços lineares e com alteração do plano mandibular;
- e) Comparar a resistência da osteossíntese em cada situação, tomando por base o deslocamento vertical na região de incisivos após a simulação da carga oclusal.

4 METODOLOGIA

4.1 TIPO DE ESTUDO

O presente trabalho é um estudo em elementos finitos realizado em um ambiente virtual. Esse tipo de análise gera informações sobre a quantidade de tensão e sua dissipação nas superfícies dos objetos estudados. Trata-se de um estudo quantitativo e qualitativo, mas descritivo, não sendo necessário a aplicação de testes estatísticos.

4.2 OBTENÇÃO DOS MODELOS MANDIBULARES E CIRURGIA VIRTUAL

Para a realização da análise virtual em elementos finitos, modelos tridimensionais de uma mandíbula dentada e dos materiais de síntese foram necessários. A mandíbula foi construída a partir dos arquivos do tipo DICOM, obtidos de uma tomografia computadorizada do tipo helicoidal, com base em um modelo com deformidade dentofacial do tipo classe II esquelética. O arquivo DICOM foi então exportado para o Software Dolphin (Software Dolphin v.11.7, Chatsworth, CA, Estados Unidos da América) para que o planejamento virtual pudesse ser realizado.

A próxima etapa foi a realização de 6 planejamentos cirúrgicos virtuais que contemplaram avanços regulares de 6mm e avanços de 12mm. Para cada tipo de avanço, foram realizados planejamentos sem alteração do plano mandibular (avanço linear), assim como planejamentos com rotações horária e anti-horária do plano mandibular.

Considerando a visualização do complexo maxilomandibular para planejamento em cirurgia ortognática como um relógio analógico, movimentos horários giram a mandíbula para baixo e movimentos anti-horários para cima, conforme a figura abaixo:

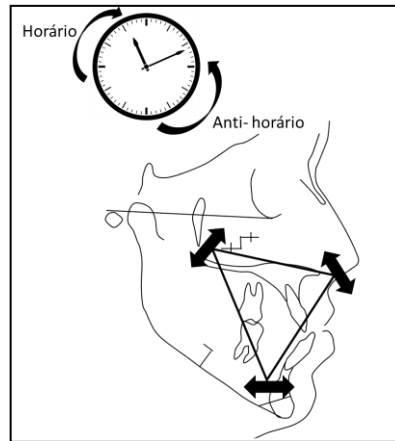


Figura 1 – Alterações do plano oclusal. Adaptado de Reyneke *et al.*, 2007.

Cada planejamento virtual foi realizado levando em consideração o posicionamento da mandíbula e da maxila, respeitando as medidas dos avanços e giros do plano mandibular propostos para cada modelo, simulando uma situação possível de ser realizada na prática clínica, o que possibilitou a obtenção de resultados mais realistas. Dessa forma, a alteração angular do plano mandibular foi de 6° tanto na rotação horária quanto na anti-horária.

O ponto de referência para o avanço do complexo maxilo-mandibular foi o Incisivo Central Superior (ICS). Esse ponto de referência também foi utilizado como ponto de fulcro para os grupos com alteração do plano mandibular. O fulcro foi estabelecido na linha média dos ICS, preservando assim a distância do avanço para cada planejamento cirúrgico,

foram obtidas as medidas cefalométricas para conferência das medidas, conforme as imagens abaixo:

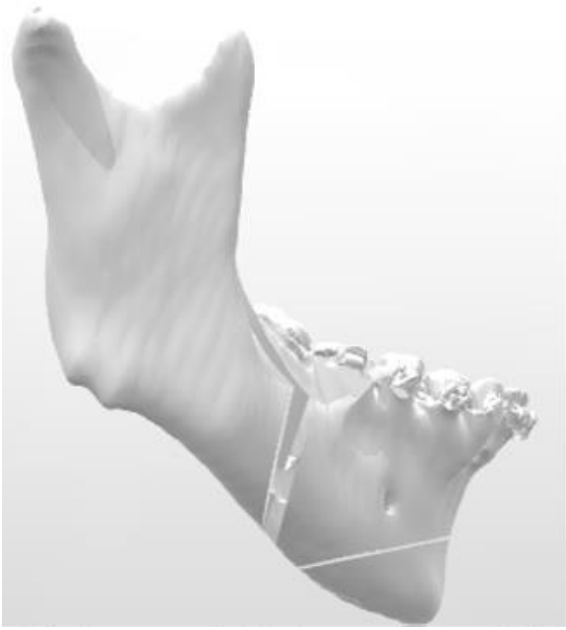
| Avanço de 6mm – Linear | | | | |
|---|------------|-------|-------|--------|
|  | Referência | A-P | D-E | Vert. |
| | Maxila | P-/A+ | D-/E+ | Inf. + |
| | ENA | 6 | 0 | 0 |
| | ENP | 6 | 0 | 0 |
| | ICS | 6 | 0 | 0 |
| | Canino E | 6 | 0 | 0 |
| | Canino D | 6 | 0 | 0 |
| | 1º Molar E | 6 | 0 | 0 |
| | 1º Molar D | 6 | 0 | 0 |
| | Mandíbula | P-/A+ | D-/E+ | Sup. + |
| | ICI | 6 | 0 | 0 |
| | 1º Molar E | 6 | 0 | 0 |
| | 1º Molar D | 6 | 0 | 0 |
| | Ponto B | 6 | 0 | 0 |
| | Pogônio | 6 | 0 | 0 |
| | PO | 0° | | |

Figura 2 – Planejamento virtual com avanço linear de 6mm.

| Avanço de 6mm – Giro horário | | | | |
|---|------------|-------|-------|--------|
|  | Referência | A-P | Lat. | Vert. |
| | Maxila | P-/A+ | D-/E+ | Inf. + |
| | ENA | 10,46 | 0 | -0,32 |
| | ENP | 11,25 | 0 | -6,07 |
| | ICS | 6 | 0 | 0 |
| | Canino E | 6,54 | 0 | -1,39 |
| | Canino D | 6,21 | 0 | -0,98 |
| | 1º Molar E | 7,56 | 0 | -4,35 |
| | 1º Molar D | 7,16 | 0 | -3,77 |
| | Mandíbula | P-/A+ | D-/E+ | Sup. + |
| | ICI | 6,19 | 0 | 0,54 |
| | 1º Molar E | 7,14 | 0 | 4,1 |
| | 1º Molar D | 6,83 | 0 | 4,36 |
| | Ponto B | 3,99 | 0 | 2,08 |
| | Pogônio | 1,8 | 0 | 2,73 |
| | PO | 6° | | |

Figura 3 – Planejamento virtual com avanço de 6mm associado ao giro horário do plano mandibular.

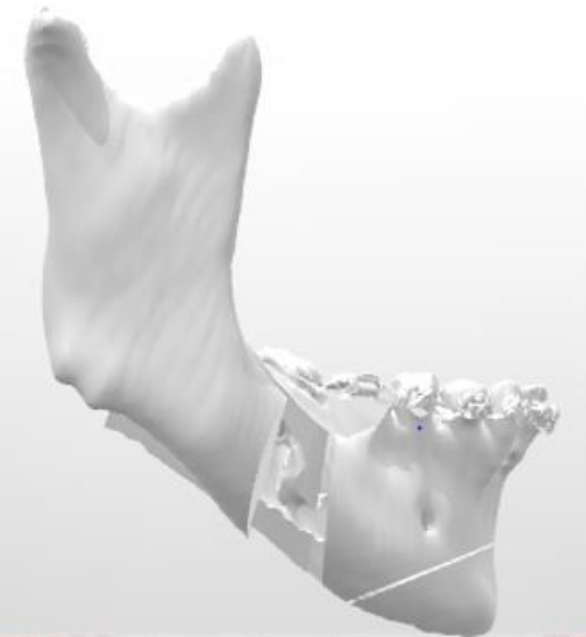
| Avanço de 6mm – Giro anti-horário | | | | |
|---|------------|-------|-------|--------|
|  | Referência | A-P | Lat. | Vert. |
| | Maxila | P-/A+ | D-/E+ | Inf. + |
| | ENA | -0,51 | 0 | 1,63 |
| | ENP | -0,17 | 0 | 10,34 |
| | ICS | 6 | 0 | 0 |
| | Canino E | 5,56 | 0 | 2,2 |
| | Canino D | 5,94 | 0 | 1,51 |
| | 1º Molar E | 4,83 | 0 | 6,84 |
| | 1º Molar D | 5,28 | 0 | 5,88 |
| | Mandíbula | P-/A+ | D-/E+ | Sup. + |
| | ICI | 5,86 | 0 | -0,86 |
| | 1º Molar E | 5,39 | 0 | -6,36 |
| | 1º Molar D | 5,91 | 0 | -6,67 |
| | Ponto B | 9,51 | 0 | -2,56 |
| | Pogônio | 12,92 | 0 | -2,93 |
| | PO | -6° | | |

Figura 4 – Planejamento virtual com avanço de 6mm associado ao giro anti-horário do plano mandibular.

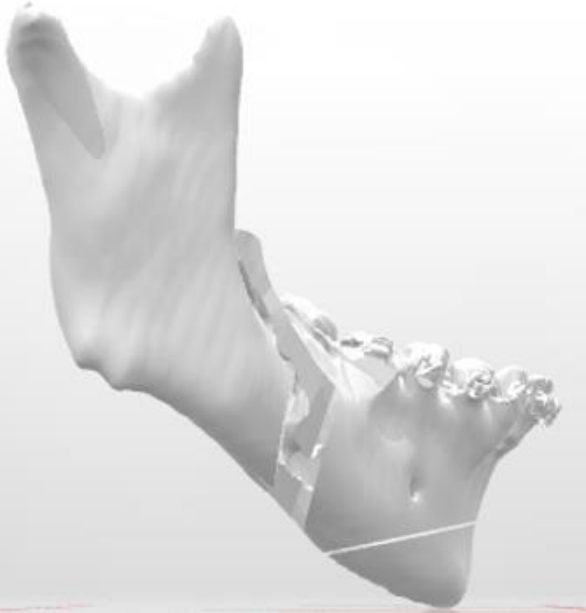
| Avanço de 12mm - Linear | | | | |
|---|------------|-------|-------|--------|
|  | Referência | A-P | D-E | Vert. |
| | Maxila | P-/A+ | D-/E+ | Inf. + |
| | ENA | 12 | 0 | 12 |
| | ENP | 12 | 0 | 12 |
| | ICS | 12 | 0 | 12 |
| | Canino E | 12 | 0 | 12 |
| | Canino D | 12 | 0 | 12 |
| | 1º Molar E | 12 | 0 | 12 |
| | 1º Molar D | 12 | 0 | 12 |
| | Mandíbula | P-/A+ | D-/E+ | Sup. + |
| | ICI | 12 | 0 | 12 |
| | 1º Molar E | 12 | 0 | 12 |
| | 1º Molar D | 12 | 0 | 12 |
| | Ponto B | 12 | 0 | 12 |
| | Pogônio | 12 | 0 | 12 |
| | PO | 0° | | |

Figura 5 – Planejamento virtual com avanço linear de 12mm.

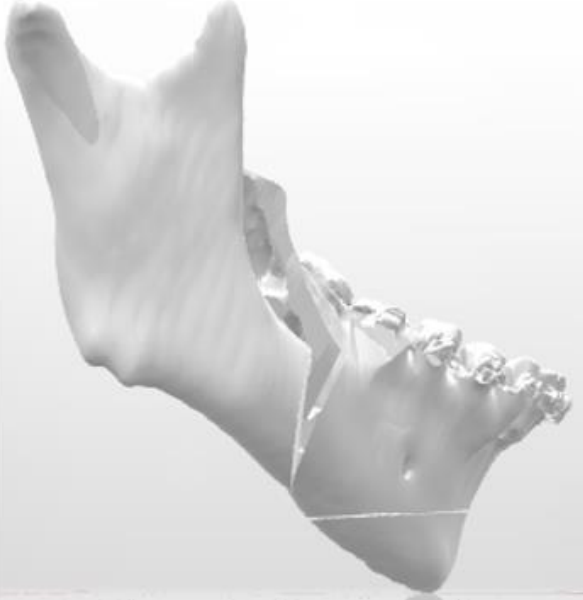
| Avanço de 12mm – Giro horário | | | | |
|--|------------|-------|-------|--------|
|  | Referência | A-P | D-E | Vert. |
| | Maxila | P-/A+ | D-/E+ | Inf. + |
| | ENA | 16,46 | 0 | -0,32 |
| | ENP | 17,25 | 0 | -6,07 |
| | ICS | 12 | 0 | 0 |
| | Canino E | 12,54 | 0 | -1,39 |
| | Canino D | 12,21 | 0 | -0,98 |
| | 1° Molar E | 13,56 | 0 | -4,35 |
| | 1° Molar D | 13,16 | 0 | -3,77 |
| | Mandíbula | P-/A+ | D-/E+ | Sup. + |
| | ICI | 12,19 | 0 | 0,54 |
| | 1° Molar E | 13,14 | 0 | 4,1 |
| | 1° Molar D | 12,83 | 0 | 4,36 |
| | Ponto B | 9,99 | 0 | 2,08 |
| | Pogônio | 7,8 | 0 | 2,73 |
| | PO | 6° | | |

Figura 6 – Planejamento virtual com avanço de 12mm associado ao giro anti-horário do plano mandibular.

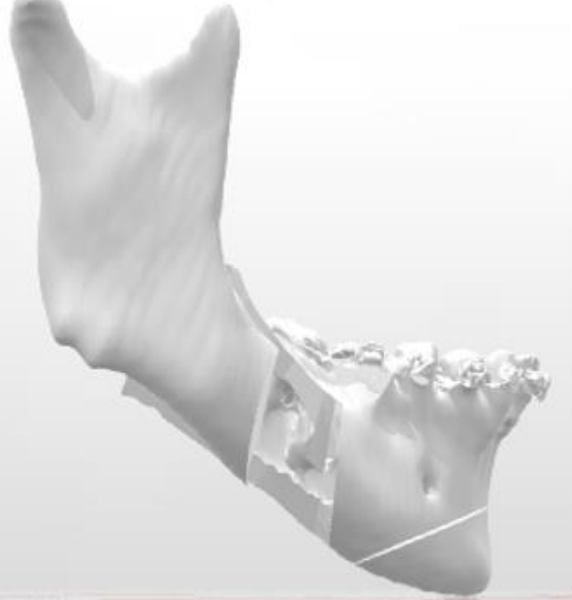
| Avanço de 12mm – Giro anti-horário | | | | |
|---|------------|-------|-------|--------|
|  | Referência | A-P | D-E | Vert. |
| | Maxila | P-/A+ | D-/E+ | Inf. + |
| | ENA | 5,49 | 0 | 1,63 |
| | ENP | 5,83 | 0 | 10,34 |
| | ICS | 12 | 0 | 0 |
| | Canino E | 11,56 | 0 | 2,2 |
| | Canino D | 11,94 | 0 | 1,51 |
| | 1° Molar E | 10,83 | 0 | 6,84 |
| | 1° Molar D | 11,28 | 0 | 5,88 |
| | Mandíbula | P-/A+ | D-/E+ | Sup. + |
| | ICI | 11,86 | 0 | -0,86 |
| | 1° Molar E | 11,39 | 0 | -6,36 |
| | 1° Molar D | 11,91 | 0 | -6,67 |
| | Ponto B | 15,51 | 0 | -2,56 |
| | Pogônio | 18,92 | 0 | -2,93 |
| | PO | -6° | | |

Figura 7 – Planejamento virtual com avanço de 12 mm associado ao giro anti-horário do plano mandibular.

Para cada planejamento cirúrgico, dois arranjos de fixação foram empregados, utilizando miniplacas do sistema 2.0mm. Dessa forma, 12 modelos de estudo foram criados conforme a tabela a seguir:

| MODELO | AVANÇO | MOVIMENTO DO PLANO MANDIBULAR | FIXAÇÃO |
|-------------|--------|-------------------------------|----------|
| M 1 | 6mm | Linear | 1 placa |
| M 2 | 6mm | Giro horário | 1 placa |
| M 3 | 6mm | Giro anti-horário | 1 placa |
| M 4 | 12mm | Linear | 1 placa |
| M 5 | 12mm | Giro horário | 1 placa |
| M 6 | 12mm | Giro anti-horário | 1 placa |
| M 7 | 6mm | Linear | 2 placas |
| M 8 | 6mm | Giro horário | 2 placas |
| M 9 | 6mm | Giro anti-horário | 2 placas |
| M 10 | 12mm | Linear | 2 placas |
| M 11 | 12mm | Giro horário | 2 placas |
| M 12 | 12mm | Giro anti-horário | 2 placas |

Tabela 1 – Modelos de estudo.

4.3 DESENVOLVIMENTO DOS MODELOS EM ELEMENTOS FINITOS

Cada um dos 12 modelos idealizados foi construído em três dimensões, dentro de um ambiente virtual de análise em elementos finitos. Para que isso pudesse ser alcançado, uma série de etapas foram necessárias. Inicialmente, para cada um dos 6 planejamentos cirúrgicos realizados no Dolphin[®], foi obtido um arquivo na extensão .STL. Em seguida, esses arquivos

foram enviados para o setor de engenharia da empresa Engimplan[®] (Rio Claro, SP, Brasil), via carta eletrônica e um fluxograma de trabalho foi desenvolvido conforme as etapas a seguir:

- 1) Os arquivos na extensão .STL foram exportados para o software Materialise (3-matic[®]) onde foram transformados em arquivos no formato .STEP. Essa etapa foi necessária já que o software utilizado para a análise em elementos finitos (NX 10 – Siemens[®]) não reconhece o formato .STL;
- 2) Os arquivos no formato .STEP das mandíbulas operadas foram, então, transferidos para o software NX 10[®] (Siemens[®]). Utilizando o ambiente de CAD (Computer Aided Design) do NX 10[®], o material de síntese foi unido à mandíbula conforme os modelos previstos na tabela 1, criando assim 12 corpos tridimensionais. Os doze modelos passaram, então, pelo processo de discretização, no qual cada sólido foi dividido em elementos finitos.
- 3) Dentro do software NX 10[®], uma plataforma chamada Nastran é a responsável pela realização das análises em elementos finitos. Os doze modelos já discretizados foram e importados para esse ambiente. Utilizando as ferramentas do Nastran[®], as características da superfície de cada material (osso e titânio) foram incluídas nos modelos, criando uma malha em que as análises seriam realizadas. Ainda nesse momento, foram também definidos os locais de aplicação da carga oclusal e de restrições de movimentação do corpo (côndilo e porção posterior do ramo ascendente). Após essas definições, as análises das tensões superficiais foram realizadas individualmente para cada modelo. Depois de cada análise, um arquivo foi salvo no formato .PRT.

A figura abaixo ilustra o fluxograma de trabalho nos softwares Materialise[®] e NX 10[®]:

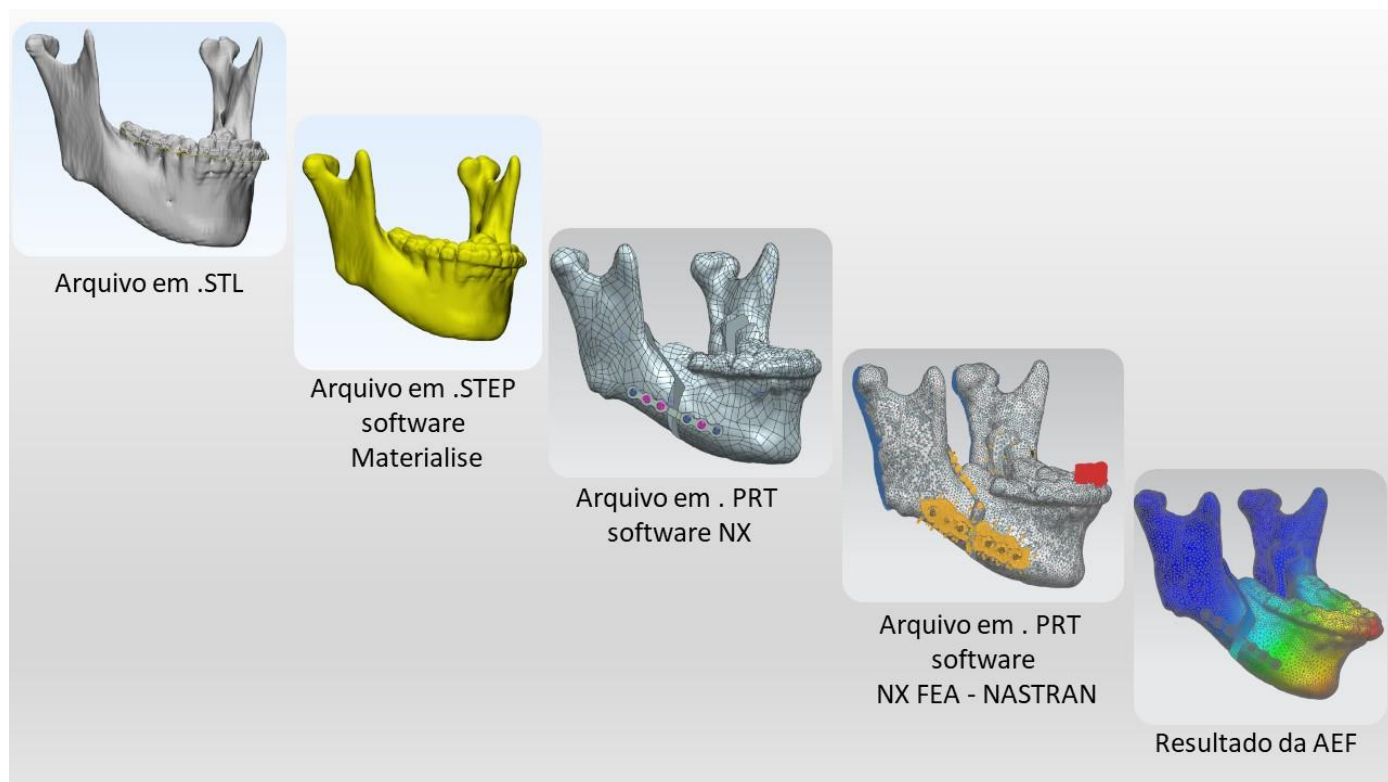


Figura 8 – Fluxograma de desenvolvimentos dos modelos em elementos finitos.

4.4 PROPRIEDADES MECÂNICAS

As propriedades mecânicas das superfícies da mandíbula são as mesmas já descritas na literatura (tabela 2).^{18,19} Já os dados das propriedades mecânicas do material de síntese foram fornecidos pelo fabricante (Engimplan®, Engenharia de implantes, Bucoplan 2.0 mm), respeitando as características da liga de titânio utilizada na confecção dos materiais (tabela 2).

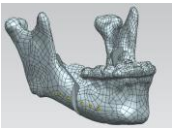


| Imagem | Nome | Material | Tipo da Malha | Quantidade de Elementos | Quantidade de Nós | Módulo de Young (E) | Coeficiente Poison | Limite de Escoamento |
|---|-----------|----------------------|---------------|-------------------------|-------------------|---------------------|--------------------|----------------------|
|  | Mandíbula | Osso Cortical | Tetraédrica | 29238 | 46833 | 14,7 GPa | 0.3 | N.A. |
|  | Placa | Titanio ASTM F136 | Tetraédrica | 1781 | 3976 | 134 GPa | 0.34 | 0,795 GPa |
|  | Parafuso | Titanio ASTM F136 | Tetraédrica | 352 | 777 | 134 GPa | 0.34 | 0,795 GPa |

Tabela 2 – Propriedades mecânicas da mandíbula e do titânio.

Os dados do material de síntese são referentes às placas e aos parafusos de fixação do sistema 2.0mm (Egimplan[®], Engenharia de implantes, Bucoplan 2.0 mm), compostos quimicamente pela liga titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-V). As miniplacas desse sistema apresentam as seguintes medidas: miniplaca de 4 furos com comprimento de 31 mm e espessura ou perfil de 0,95mm; miniplaca de 6 furos com comprimento de 44 mm e espessura ou perfil de 0,95mm. Em ambas, a distância entre os furos centrais é de 7mm. As placas foram fixadas com parafusos de 2,0mm de largura e 6mm de comprimento.

Para fins de avaliação, todas as formas geométricas foram consideradas homogêneas, isotrópicas e elástico-lineares. Além disso, também foi considerada uma adaptação ideal entre as placas, os parafusos e os segmentos osteotomizados, sem a formação de um gap entre eles. Quando os modelos fixados com duas placas foram analisados, a medida da tensão em cada placa foi registrada. A placa posicionada na região superior, próximo ao rebordo alveolar foi chamada de placa superior e a placa inserida inferiormente, próxima à basilar da mandíbula, foi chamada de placa inferior.

4.5 FORÇA OCLUSAL E RESTRIÇÃO DE MOVIMENTAÇÃO DO SEGMENTO PROXIMAL

Para simular a carga mastigatória, uma força incremental foi aplicada na região dos incisivos inferiores. O vetor de força foi gerado no sentido vertical, perpendicular ao plano oclusal e os incrementos foram na ordem de 50N de força até o limite de 500N. Para fins de análise, o côndilo mandibular e a porção posterior do ramo ascendente não apresentaram movimentação (restrições de movimento), mantendo a estabilidade do segmento proximal.

Todas as placas, em cada um dos modelos, foram fixadas com 4 parafusos, sendo dois no segmento distal e dois no segmento proximal da mandíbula. Todas as placas apresentavam uma ponte, porém, para os avanços de 6mm, as placas utilizadas apresentavam 4 furos enquanto que, para os avanços de 12mm, as placas apresentavam 6 furos. Nas placas com 6 furos, utilizadas nos avanços de 12mm, os dois furos centrais, localizados próximos ao gap ósseo, ficaram livres, sem a colocação de parafusos. Isso ocorreu porque as placas de 6 furos não possuíam uma extensão longa o suficiente, fazendo com que os furos centrais se situassem sobre o gap ao invés da cortical óssea vestibular na maioria dos movimentos executados. A escolha ocorreu pelo fato da empresa não possuir placa com extensão maior registrada na ANVISA.

4.6 TENSÕES DE SUPERFÍCIE E DESLOCAMENTO DO SEGMENTO DISTAL

A simulação em modelos virtuais propiciou a mensuração tanto do deslocamento do segmento distal quanto das tensões de superfície geradas no osso e no material de síntese. As tensões utilizadas nesse estudo foram as tensões ou estresse de *Von Mises*, expressas em *Mega Pascal* e ilustradas em uma escala de cores, o que facilitou a visualização das zonas de maior estresse no modelo virtual.

A escala de cores foi padronizada com limites máximos de 20MPa para a superfície óssea e 500MPa para a superfície do material de síntese. Dessa forma, foi possível comparar a evolução da dissipação das tensões quando da aplicação das cargas nos estágios intermediário e final das análises. Já a avaliação do deslocamento do segmento distal foi realizada por uma mensuração linear vertical e expressada em milímetros como realizado em estudos prévios na literatura.^{10,17}

5 RESULTADOS

Para cada modelo analisado no ambiente virtual, diferentes valores de tensões superficiais foram obtidos, variando de acordo com o aumento da carga oclusal na região dos incisivos centrais. Além das tensões superficiais, também foram obtidos os valores de deslocamento do segmento anterior da mandíbula, em milímetros, no sentido vertical (segmento dentado ou distal). Os dados foram organizados em tabelas com os valores das tensões e do deslocamento do segmento distal de acordo com os valores das cargas oclusais. Para facilitar a exposição das imagens dos corpos tridimensionais, as aplicações das cargas de 250N e 500N serão expostas a seguir, juntamente com a tabela dos valores e a descrição dos resultados. A ordem de apresentação dos resultados segue a descrição dos modelos apresentados na tabela 1.

5.1 MODELO 1 – AVANÇO LINEAR DE 6mm FIXADO COM 1 PLACA

O primeiro modelo testado foi o de avanço linear de 6mm, utilizando apenas uma placa de fixação. Quando a carga de 250N foi aplicada, uma tensão de *von Mises* máxima de 343,05MPa foi observada na placa, na região da ponte, próxima ao primeiro furo do segmento proximal. Essa tensão se dissipou ao longo da ponte atingindo também a periferia do primeiro furo do segmento distal. Quando as placas foram removidas da imagem e as tensões na superfície óssea foram avaliadas, observou-se um padrão de acúmulo de tensões na região da osteotomia em ambos os segmentos. A tensão máxima no osso, com a carga de 250N, foi de 25,37MPa e essa tensão se dissipou ao redor das duas perfurações mais centrais, com pouco estresse ao redor dos furos laterais.

Quando a carga foi aumentada para o limite de 500N, o valor de tensão máximo na placa foi de 686,11MPa. Nesse cenário, a tensão máxima ficou mais concentrada na ponte, próximo

ao furo mais central do segmento proximal, com a tensão máxima se concentrando na porção superior da placa. A porção mais distal da ponte foi uma área que também recebeu grande tensão. Os furos laterais em ambos os segmentos não apresentam uma distribuição uniforme da carga, apresentando uma coloração mais escura de acordo com a escala de cores de tensão. Ainda com essa carga de 500N, as tensões no osso continuaram a apresentar um padrão de concentração na região do gap ósseo, próximo à área da osteotomia, em ambos os lados. Essa tensão se dissipou por uma área maior, ultrapassando os limites do parafuso central nesse segmento. A tensão máxima no osso foi de 50,74MPa.

Com relação ao deslocamento do segmento anterior no sentido, quanto maior foi a carga, maior foi o deslocamento, com um valor de 0,204mm quando da aplicação de 250N de força, chegando a 0,409mm quando da aplicação de carga máxima no valor de 500N.

| MODELO 1 – AVANÇO DE 6MM LINEAR – 1 PLACA | | | |
|--|--------------------------|------------------------------|-----------------------------|
| CARGA | DESLOCAMENTO (mm) | TENSÃO NA PLACA (MPa) | TENSÃO NO OSSO (Mpa) |
| 50N | 0,0409 | 68,61 | 5,074 |
| 100N | 0,0817 | 137,22 | 10,14 |
| 150N | 0,123 | 205,83 | 15,22 |
| 200N | 0,163 | 274,44 | 20,29 |
| 250N | 0,204 | 343,05 | 25,37 |
| 300N | 0,245 | 411,67 | 30,44 |
| 350N | 0,286 | 480,28 | 35,52 |
| 400N | 0,327 | 548,89 | 40,59 |
| 450N | 0,368 | 617,50 | 45,66 |
| 500N | 0,409 | 686,11 | 50,74 |

Tabela 3 – Valores de tensões e deslocamento do Modelo 1.

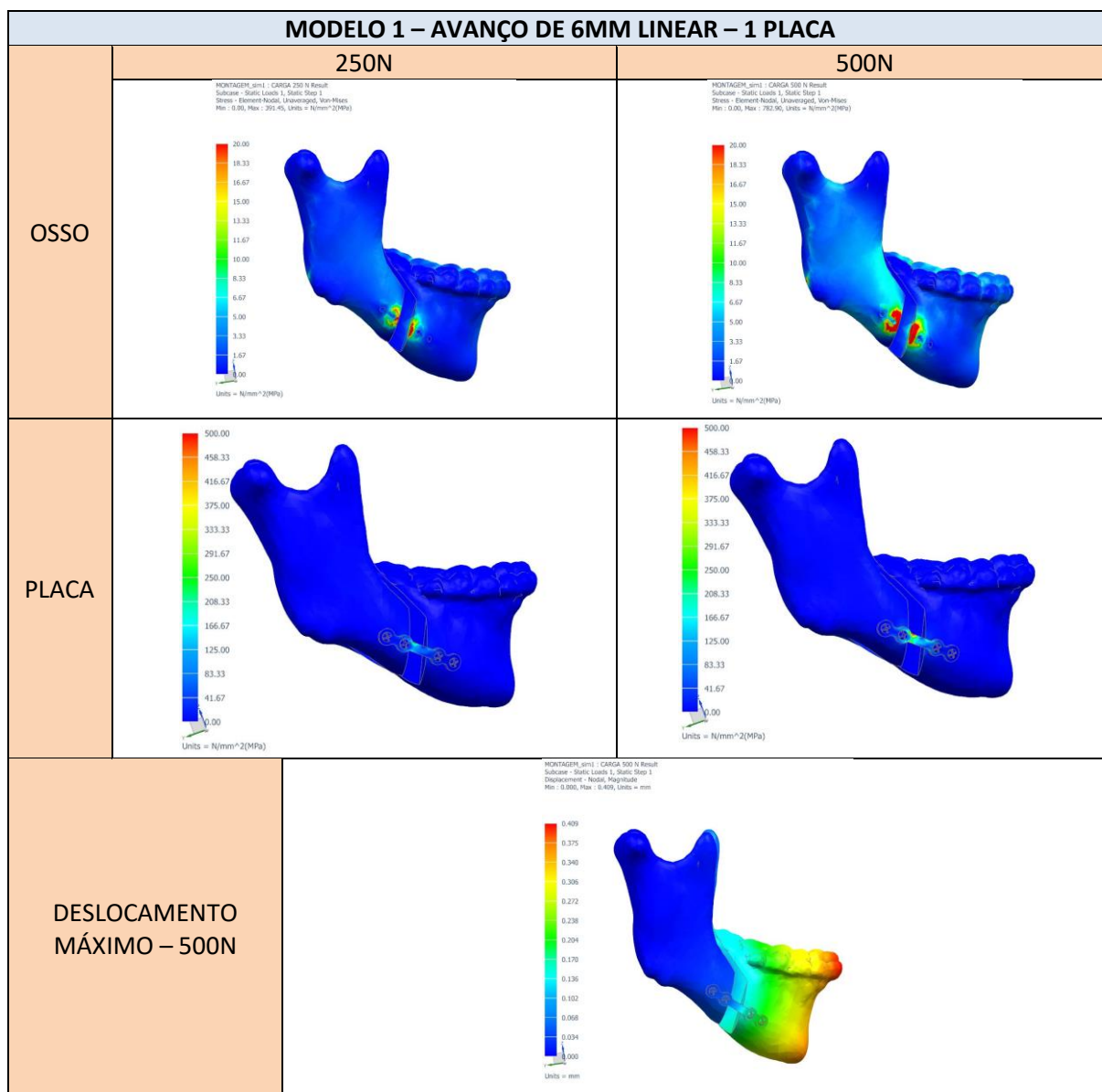


Figura 9 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 1.

5.2 MODELO 2 – AVANÇO DE 6mm E GIRO HORÁRIO FIXADO COM 1 PLACA

Após a análise do avanço linear de 6mm, foi realizada a avaliação do avanço de 6mm associado ao giro horário fixado com uma placa. Na aplicação de 250N de carga, o estresse máximo na placa apresentou um valor de 338,46 MPa, sendo que a concentração das tensões ocorreu na região da ponte, próximo ao furo central do segmento proximal e localizada na região superior da placa. Não houve uma distribuição uniforme das tensões para os furos laterais

da placa com essa carga oclusal. No osso, a tensão também se concentrou na região central, próxima à osteotomia com o valor máximo de 41,57MPa. Assim como no Modelo 1, a área de maior estresse continuou a ser as perfurações centrais em ambos os segmentos, sem muito estresse nos arredores das perfurações laterais.

Quando a carga foi aumentada para 500N, o valor máximo de tensão na placa foi de 676,91 MPa. As tensões continuaram a se concentrar na região central da placa, sem que houvesse dissipação para as regiões laterais. O ponto de maior concentração continuou a ser porção superior e próxima ao furo central do segmento proximal. O osso apresentou um valor de tensão superficial de 83,14MPa e a dissipação correu nas proximidades dos furos centrais de ambos os segmentos. Na circunjunção da perfuração central do segmento proximal, observou-se uma distribuição de estresse que atingiu a região de ramo ascendente. Já na região das perfurações laterais das placas, houve pouca concentração de estresse.

Com relação ao deslocamento, houve uma semelhança aos valores observados no modelo 1, mas com valores maiores em todos os cenários. Na carga de 250N, a movimentação dos incisivos centrais foi de 0,216mm, enquanto na carga de 500N o deslocamento máximo foi de 0,433.

| MODELO 2 – AVANÇO DE 6MM GIRO HORÁRIO – 1 PLACA | | | |
|--|--------------------------|------------------------------|-----------------------------|
| CARGA | DESLOCAMENTO (mm) | TENSÃO NA PLACA (MPa) | TENSÃO NO OSSO (Mpa) |
| 50N | 0,0433 | 67,69 | 8,314 |
| 100N | 0,0866 | 135,38 | 16,63 |
| 150N | 0,130 | 203,07 | 29,94 |
| 200N | 0,173 | 270,77 | 33,26 |
| 250N | 0,216 | 338,46 | 41,57 |
| 300N | 0,260 | 406,15 | 49,88 |
| 350N | 0,303 | 473,84 | 58,19 |
| 400N | 0,346 | 541,53 | 66,51 |
| 450N | 0,390 | 609,22 | 74,83 |
| 500N | 0,433 | 676,91 | 83,14 |

Tabela 4 – Valores de tensões e deslocamento do Modelo 2.

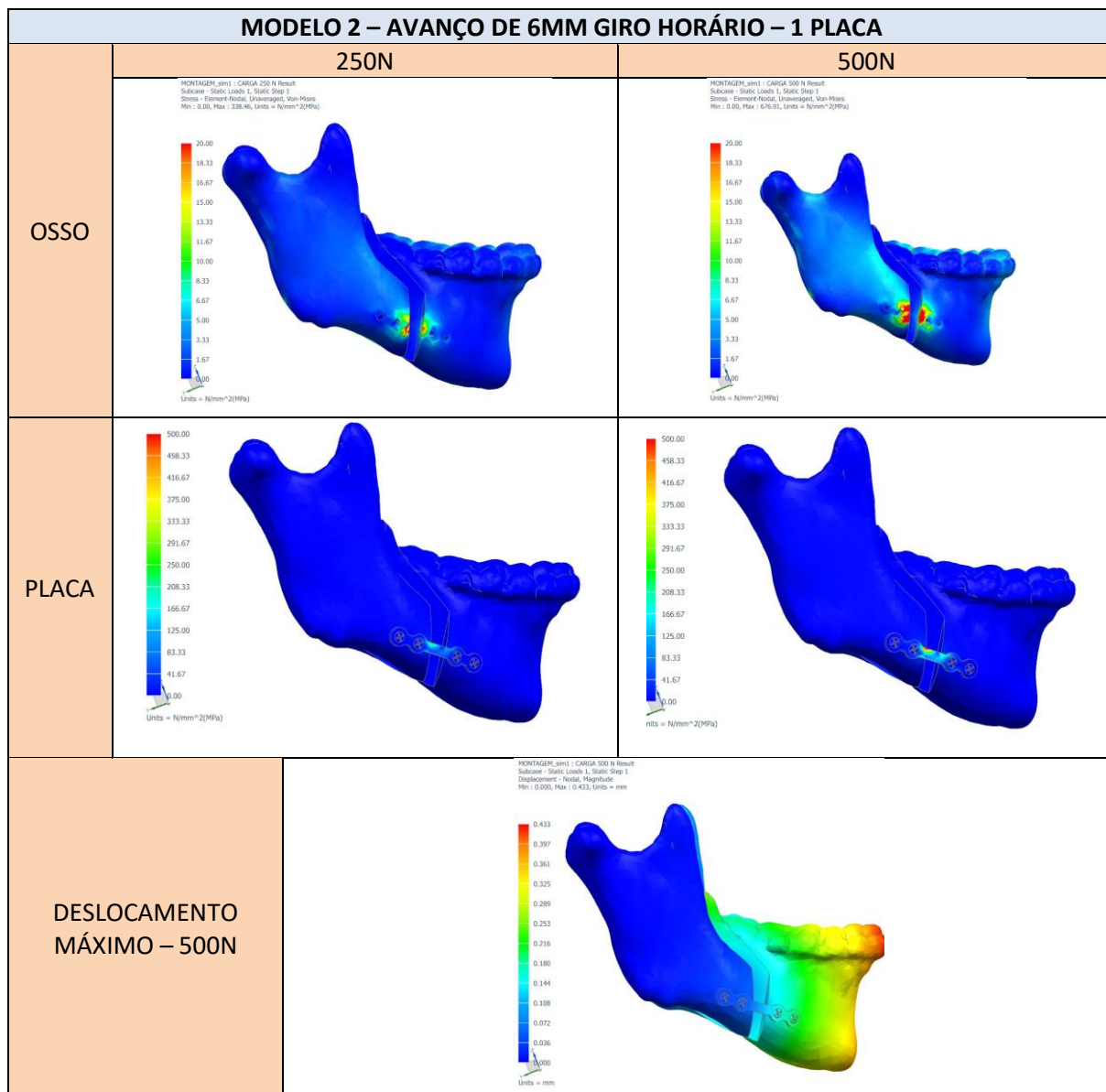


Figura 10 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 2.

5.3 MODELO 3 – AVANÇO DE 6mm E GIRO ANTI-HORÁRIO FIXADO COM 1 PLACA

O modelo com giro anti-horário do plano mandibular e um avanço de 6mm foi avaliado em seguida. Na carga de 250N, foi observado um padrão de distribuição na placa similar ao visto nos dois modelos anteriores, com uma dissipação de estresse concentrada próxima ao furo central do segmento proximal e apresentando também colorações de tensão na região superior próxima ao furo central do segmento distal. O valor de tensão na placa com essa carga foi de

530,10MPa. Esse valor foi bem superior ao que foi visto nos dois primeiros modelos com essa mesma carga. Na superfície óssea, também foi observada um valor de tensão maior nessa situação quando comparado aos dois primeiros grupos, com uma tensão se von Mises no valor de 32,77MPa. As áreas de concentração de tensão no osso, assim como nos dois primeiros grupos, foi a região do gap ósseo. Devido a essa maior tensão superficial, logo na aplicação da carga de 250N, já se observou uma área de estresse maior, principalmente ao redor da perfuração central do segmento proximal.

Quando a carga oclusal foi de 500N, o valor da tensão máxima na placa atingiu 1060,21MPa, o maior valor até então registrado. Ainda assim, pouca distribuição das tensões pôde ser vista para a região dos furos laterais. A ponte da placa manteve o acúmulo de estresse máximo e a região superior, próxima ao furo central do segmento proximal foi a área mais afetada. Uma área vermelha, demonstrando grande acúmulo de tensão pôde ser visto nessa localização. No osso, a distribuição da tensão, apesar de atingir uma área maior quando comparada aos dois primeiros modelos, não teve um equilíbrio nessa dissipação. As perfurações centrais absorveram grande parte do estresse em ambos os lados enquanto a cortical na região dos parafusos laterais foi pouco acometida. A tensão máxima no osso também foi maior nesse cenário, apresentando um valor de 65,55MPa.

O deslocamento, assim como nos grupos anteriores, manteve um padrão de crescimento proporcional ao aumento da carga. Quando da aplicação de 250N, esse valor foi de 0,274mm, atingindo 0,547mm quando da aplicação de 500N. Esses valores foram maiores do que os observados nos modelos 1 e 2.

| MODELO 3 – AVANÇO DE 6MM GIRO ANTI-HORÁRIO – 1 PLACA | | | |
|--|-------------------|-----------------------|----------------------|
| CARGA | DESLOCAMENTO (mm) | TENSÃO NA PLACA (MPa) | TENSÃO NO OSSO (Mpa) |
| 50N | 0,0547 | 106,02 | 6,55 |
| 100N | 0,1094 | 212,04 | 13,11 |
| 150N | 0,164 | 318,06 | 19,66 |
| 200N | 0,219 | 424,08 | 26,22 |
| 250N | 0,274 | 530,10 | 32,77 |
| 300N | 0,328 | 636,12 | 39,33 |
| 350N | 0,383 | 742,15 | 45,88 |
| 400N | 0,438 | 848,17 | 52,44 |
| 450N | 0,492 | 945,19 | 58,99 |
| 500N | 0,547 | 1060,21 | 65,55 |

Tabela 5 – Valores de tensões e deslocamento do Modelo 3.

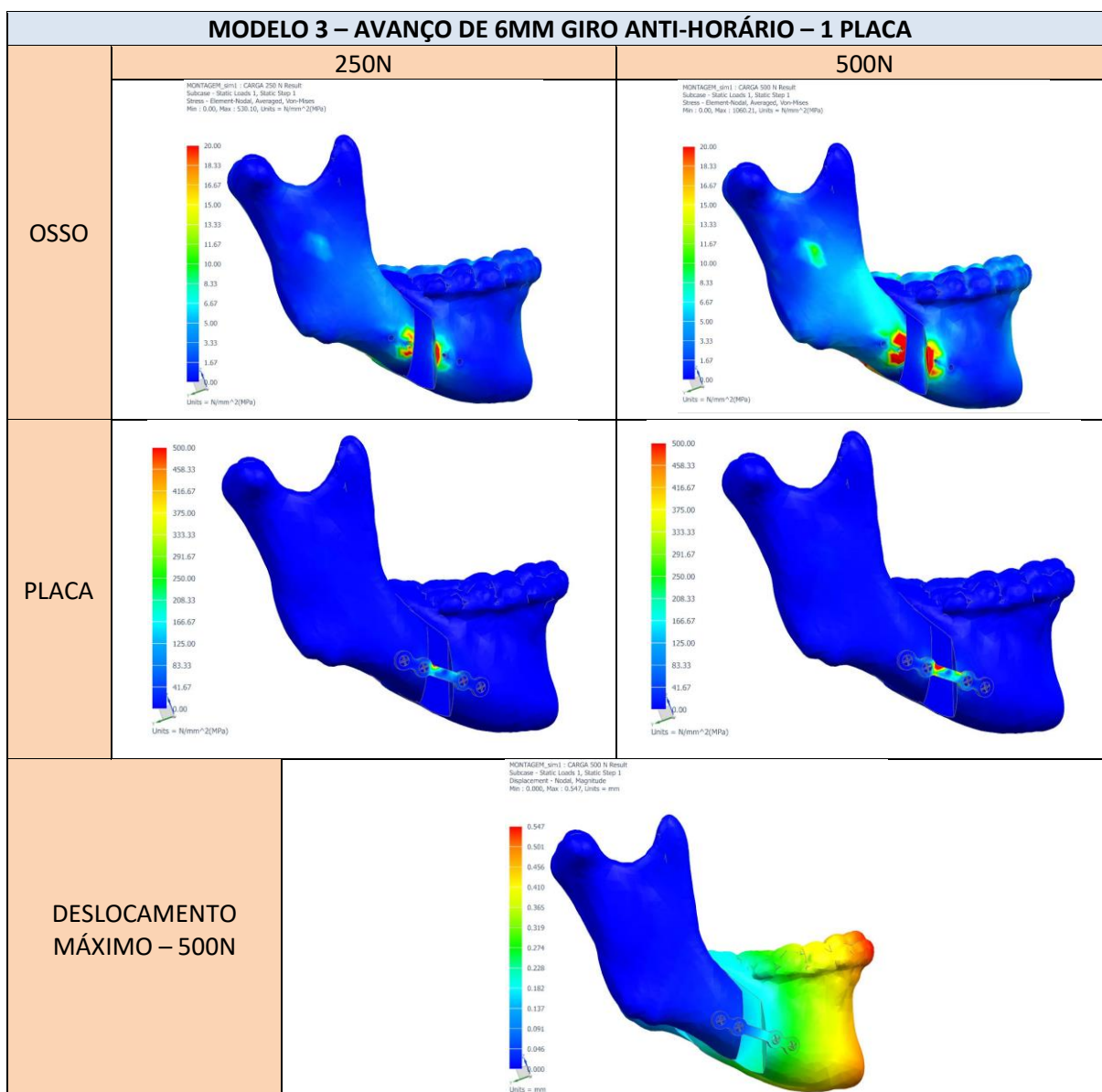


Figura 11 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 3.

5.4 MODELO 4 – AVANÇO LINEAR DE 12mm FIXADO COM 1 PLACA

Após as análises dos modelos com avanços de 6mm, os modelos com avanços de 12mm fixados com 1 placa foram analisados. O primeiro modelo estudado foi o de 12mm com o avanço linear. Nesse modelo, as tensões na placa foram proporcionais ao aumento da carga, indo de 164 MPa com 50N de carga e 822,09 MPa com 250N de carga, até atingir 1644,18 MPa com 500N de carga oclusal.

Na imagem com a placa e uma carga oclusal de 250N, as tensões se concentraram na porção central da mesma, principalmente ao redor do furo mais central do segmento proximal, que estava sobre o gap e sem a presença de um parafuso. As cores mais claras se situaram na porção superior dessa região e houve pouca distribuição de estresse para as áreas periféricas. Os dois furos mais laterais, que concentravam os parafusos em ambos os lados, receberam pouco estresse. Quando a carga oclusal atingiu o máximo de 500N, o comportamento de desequilíbrio da distribuição de tensão na superfície da placa se manteve, com um aumento das tensões na região do furo central do segmento proximal, assim como na ponte. O parafuso central do segmento proximal absorveu grande tensão que foi representada por uma área de vermelho intenso, enquanto a periferia da placa apresentou uma coloração mais azulada.

As tensões na cortical óssea também apresentaram acúmulo na região central, porém com um equilíbrio maior entre os dois segmentos. Com uma carga oclusal de 250N, foi possível ver a coloração mais avermelhada na porção da osteotomia, próxima às perfurações centrais. Quando a carga foi aumentada para 500N, a área com coloração avermelhada aumentou, porém sem uma distribuição adequada de estresse nas redondezas das perfurações laterais. Áreas de estresse foram observadas se espalhando pela base, corpo e ramos ascendente da mandíbula. No osso, a tensão de von Mises foi de 60,94MPa quando da aplicação de 250N de carga para

121,87MPa no limite de 500N de carga oclusal. Esses valores foram os maiores desses quatro primeiros modelos.

Com relação ao deslocamento do segmento dentado, ele aumentou proporcionalmente ao aumento da carga oclusal, indo de 0,409mm quando da aplicação de 250N e atingindo o valor máximo de 0,819mm quando da carga de 500N.

| MODELO 4 – AVANÇO DE 12MM LINEAR – 1 PLACA | | | |
|---|--------------------------|------------------------------|-----------------------------|
| CARGA | DESLOCAMENTO (mm) | TENSÃO NA PLACA (MPa) | TENSÃO NO OSSO (Mpa) |
| 50N | 0,0819 | 164,42 | 12,19 |
| 100N | 0,164 | 328,84 | 24,38 |
| 150N | 0,246 | 493,26 | 36,56 |
| 200N | 0,328 | 657,67 | 48,75 |
| 250N | 0,409 | 822,09 | 60,94 |
| 300N | 0,491 | 986,51 | 73,13 |
| 350N | 0,573 | 1150,93 | 85,32 |
| 400N | 0,655 | 1315,35 | 97,50 |
| 450N | 0,737 | 1479,77 | 109,70 |
| 500N | 0,819 | 1644,18 | 121,87 |

Tabela 6 – Valores de tensões e deslocamento do Modelo 4.

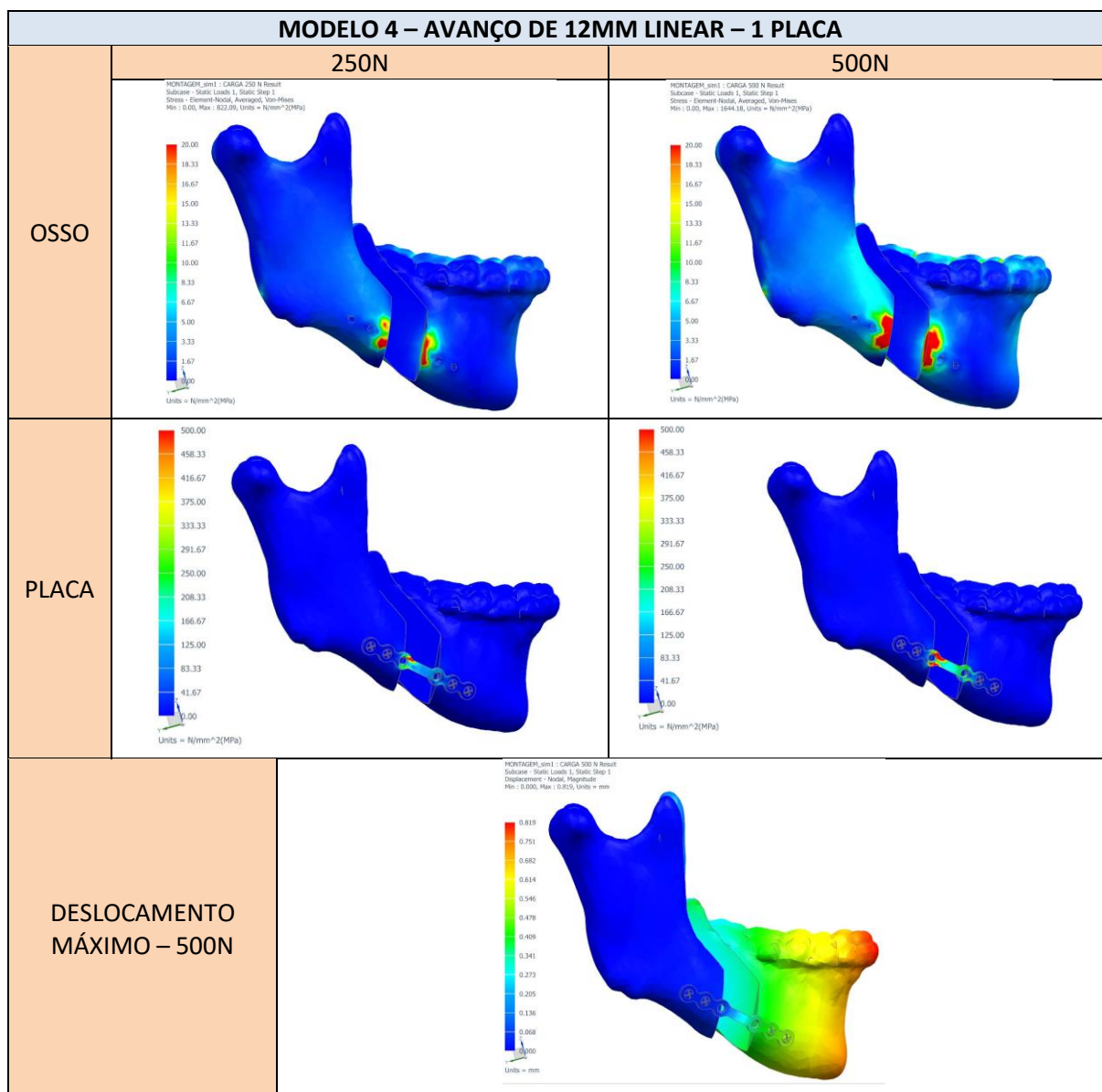


Figura 12 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 4.

5.5 MODELO 5 – AVANÇO DE 12mm E GIRO HORÁRIO FIXADO COM 1 PLACA

O modelo com avanço de 12mm e associado ao giro horário do plano oclusal foi, então, avaliado. Na imagem com o material de síntese, foi possível ver a tensão concentrada próxima ao furo central do segmento proximal, mas com uma distribuição mais equilibrada para o segmento distal. Já com a carga oclusal de 250N, foi possível ver os três furos do segmento distal com coloração clara, enquanto no segmento proximal a carga se concentrou no furo

central. Nessa situação, a tensão máxima no material de síntese foi de 603,29MPa. Quando a carga aumentou para 500N, o padrão se repetiu, com a tensão chegando ao valor máximo de 1206,59MPa. As áreas de maior concentração de tensão foram o furo central do segmento proximal e os dois primeiros furos do segmento distal.

No osso, a tensão se concentrou próximo ao gap no segmento proximal e ao redor das duas perfurações no segmento distal. Na imagem com a carga de 250N, onde a tensão máxima no osso foi de 55,92MPa, já foi possível ver que as duas perfurações do segmento distal acumularam boa parte das tensões geradas enquanto as perfurações do segmento proximal não apresentaram coloração avermelhada. Quando a carga aumentou para 500N, a tensão máxima chegou a 111,84MPa e as áreas de acúmulo de tensão se ampliaram, sem afetar muito a área ao redor da perfuração lateral do segmento proximal. O valor da tensão máxima no osso foi maior que o observado no grupo anterior, apesar de a tensão máxima na placa ter sido inferior.

O deslocamento vertical na região dos incisivos centrais também aumentou conforme a carga oclusal foi aumentada e foi de 0,0581mm com 50N de força, chegando a 0,581mm quando do limite de 500N de carga.

| MODELO 5 – AVANÇO DE 12MM GIRO HORÁRIO – 1 PLACA | | | |
|---|--------------------------|------------------------------|-----------------------------|
| CARGA | DESLOCAMENTO (mm) | TENSÃO NA PLACA (MPa) | TENSÃO NO OSSO (Mpa) |
| 50N | 0,0581 | 120,66 | 11,18 |
| 100N | 0,1162 | 241,32 | 22,37 |
| 150N | 0,174 | 361,98 | 33,55 |
| 200N | 0,232 | 482,63 | 44,74 |
| 250N | 0,290 | 603,29 | 55,92 |
| 300N | 0,348 | 723,95 | 67,10 |
| 350N | 0,407 | 844,61 | 78,29 |
| 400N | 0,465 | 965,27 | 89,47 |
| 450N | 0,523 | 1085,93 | 100,67 |
| 500N | 0,581 | 1206,59 | 111,84 |

Tabela 7 – Valores de tensões e deslocamento do Modelo 5.

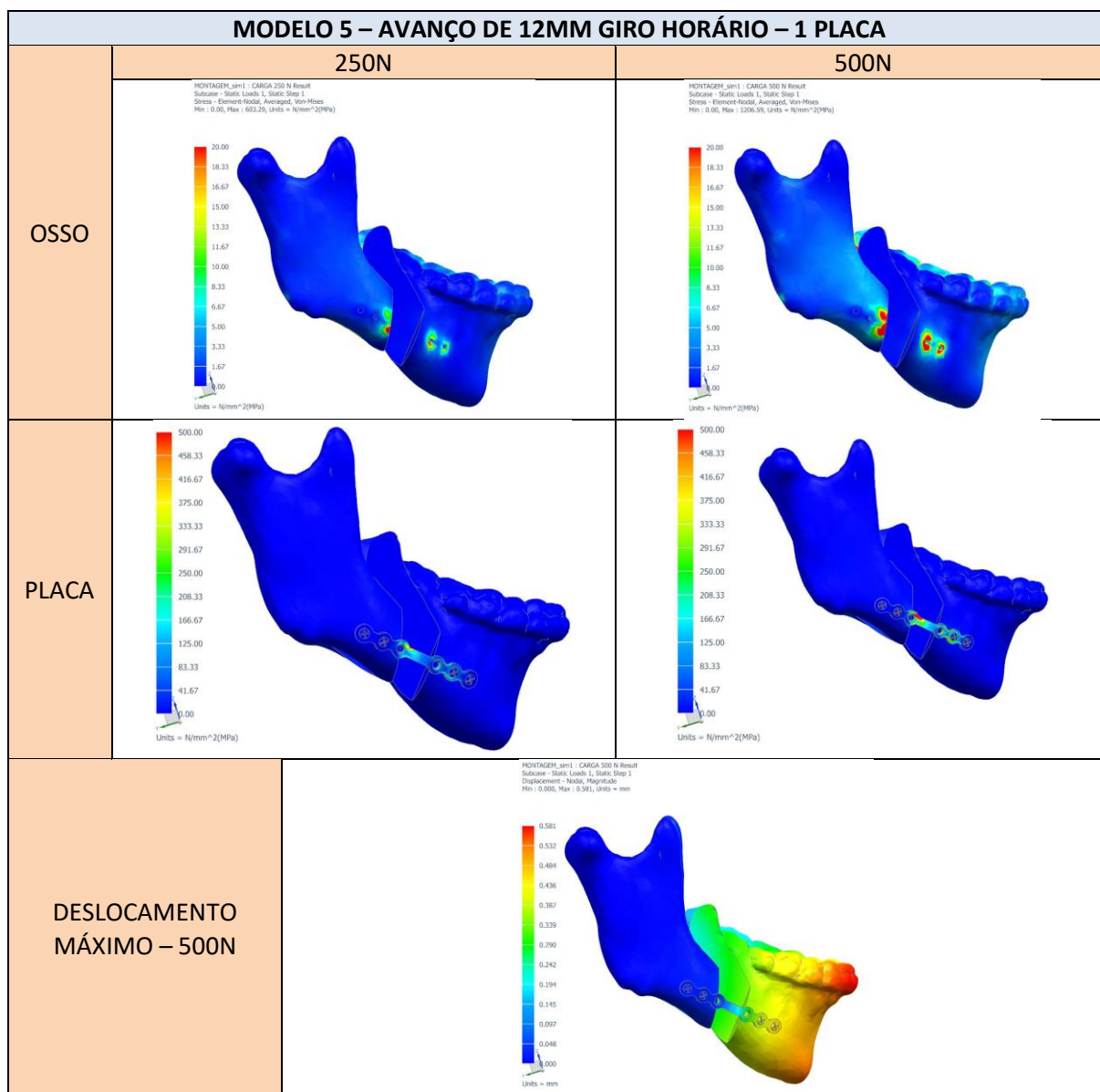


Figura 13 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 5.

5.6 MODELO 6 – AVANÇO DE 12mm E GIRO ANTI-HORÁRIO FIXADO COM 1 PLACA

O último modelo avaliado, dentre os que foram fixados com 1 placa, foi o com avanço de 12mm associado ao giro anti-horário do plano mandibular. A tensão máxima no material de síntese foi de 1214,32 MPa quando da aplicação de 500N de carga oclusal. A imagem com carga oclusal de 250N demonstrou uma tensão de 607,16 com a dissipação de forças na região central da placa e com áreas de concentração de tensão na ponte e nos furos centrais em ambos

os lados. Há acúmulo de tensão também na região do segundo furo do segmento proximal, onde está instalado o primeiro parafuso desse lado. Quando a carga oclusal foi aumentada para 500N, áreas avermelhadas foram vistas nos dois furos centrais, nos quais não havia inserção de parafusos. Houve também concentração de estresse nos dois furos laterais do segmento proximal. A ponte apresentou áreas mais azuladas em comparação aos furos centrais (sem parafusos).

Quando a superfície óssea foi analisada, observou-se uma tensão máxima de 133,25MPa na aplicação de 500N de carga. A imagem de 250N demonstrou a tensão de 66,63Mpa, dissipando-se, principalmente, ao redor da perfuração mais central do segmento proximal e atingindo também a proximidade da segunda perfuração desse mesmo lado. Também havia focos de tensão na região da osteotomia do segmento distal, próximo ao *gap*, mas com pouco estresse no local de inserção do parafuso mais distal desse segmento. Quando a carga foi aumentada para 500N, observou-se um aumento nas áreas já descritas e uma melhor distribuição do estresse que já foi vista ao redor da segunda perfuração do segmento distal. Nesse cenário, houve uma distribuição de tensões na circunjunção de todas as perfurações. Apesar dessa melhor distribuição, a área da osteotomia do segmento distal apresentou as maiores concentrações de estresse. O deslocamento do segmento anterior, quando da aplicação de 250N de carga oclusal foi de 0,543mm, subindo para 1,086mm com 500N de carga.

| MODELO 6 – AVANÇO DE 12MM GIRO ANTI-HORÁRIO – 1 PLACA | | | |
|---|-------------------|-----------------------|----------------------|
| CARGA | DESLOCAMENTO (mm) | TENSÃO NA PLACA (MPa) | TENSÃO NO OSSO (Mpa) |
| 50N | 0,1086 | 121,43 | 13,33 |
| 100N | 0,217 | 242,86 | 26,65 |
| 150N | 0,326 | 364,30 | 39,98 |
| 200N | 0,434 | 485,73 | 53,30 |
| 250N | 0,543 | 607,16 | 66,63 |
| 300N | 0,651 | 728,59 | 79,96 |
| 350N | 0,760 | 850,02 | 93,28 |
| 400N | 0,869 | 971,45 | 106,61 |
| 450N | 0,977 | 1092,89 | 119,93 |
| 500N | 1,086 | 1214,32 | 133,26 |

Tabela 8 – Valores de tensões e deslocamento do Modelo 6.

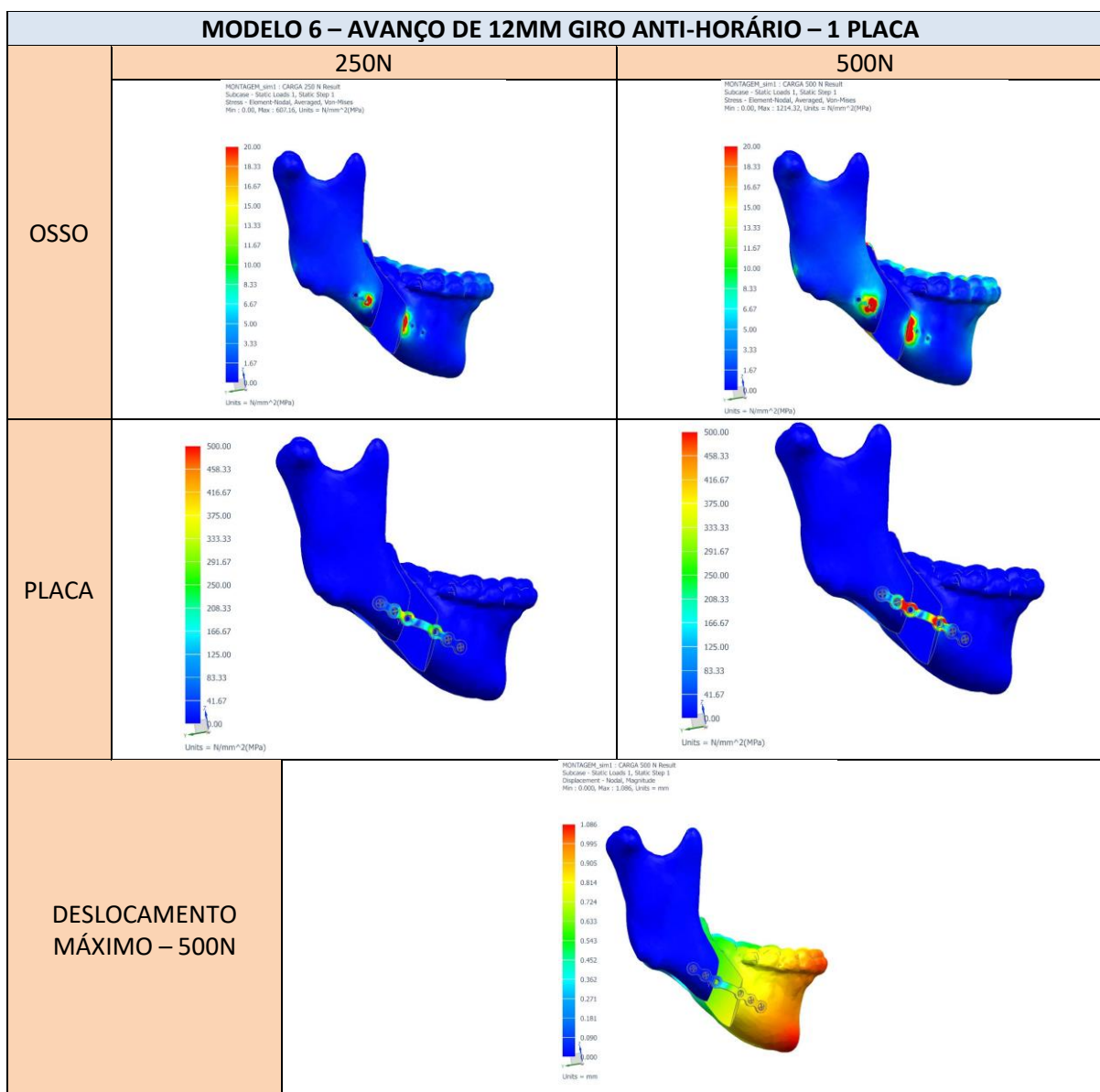


Figura 14 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 6.

5.7 MODELO 7 – AVANÇO LINEAR DE 6mm FIXADO COM 2 PLACAS

O primeiro modelo avaliado dentre os que foram fixados com duas placas foi o com avanço linear de 6mm. As tensões na superfície da placa, no momento da aplicação da carga de 250N, foram de 235,89MPa para a placa superior e de 186,62MPa para a placa inferior. A diferença no mapa de cores fica evidente logo na aplicação dessa carga, pois ambas as placas apresentaram uma coloração mais escura do que foi visto na fixação com apenas 1 placa. Entretanto, assim como nos grupos anteriores, a tensão se localizou mais centralmente na ponte da placa. A placa inferior apresentou uma distribuição mais homogênea que a superior, porém o acúmulo de tensões também se deu na região da ponte da placa. Quando a carga foi aumentada para 500N, os valores subiram para 471,78MPa para a placa superior e 373,64Mpa para a placa inferior. Nas duas placas, o furo central do segmento proximal é mais afetado, contudo, na placa inferior, esse acúmulo é mais visível na porção inferior da placa em lugar da porção superior como visto na placa de cima.

No osso, a tensão da superfície foi de 26,76MPa quando da aplicação da carga de 250N, subindo para 59,33MPa no momento da aplicação de 500N de carga oclusal. As áreas vermelhas se concentraram nas proximidades das perfurações centrais e houve imagens claras atingindo a basilar óssea. A concentração maior foi no espaço entre as duas placas, porém houve distribuição de estresse para áreas além desse limite

O deslocamento foi de 0,157mm e de 0,314mm para as cargas de 250N e de 500N respectivamente, e se apresentou localizado mais na região de incisivos com pouca alteração na região de mento. Esse deslocamento foi o menor visto em todos os modelos.

| MODELO 7 – AVANÇO LINEAR DE 6MM – 2 PLACAS | | | | |
|--|-------------------|-------------------------|----------|----------------------|
| CARGA | DESLOCAMENTO (mm) | TENSÃO NAS PLACAS (MPa) | | TENSÃO NO OSSO (Mpa) |
| | | SUPERIOR | INFERIOR | |
| 50N | 0,0314 | 47,18 | 37,36 | 5,351 |
| 100N | 0,0629 | 94,36 | 74,73 | 10,703 |
| 150N | 0,0943 | 141,53 | 112,09 | 16,05 |
| 200N | 0,126 | 188,71 | 149,46 | 21,41 |
| 250N | 0,157 | 235,89 | 186,82 | 26,76 |
| 300N | 0,189 | 283,07 | 224,18 | 32,11 |
| 350N | 0,220 | 330,24 | 261,55 | 37,45 |
| 400N | 0,251 | 377,42 | 298,91 | 42,84 |
| 450N | 0,283 | 424,60 | 336,28 | 53,40 |
| 500N | 0,314 | 471,78 | 373,64 | 59,33 |

Tabela 9 – Valores de tensões e deslocamento do Modelo 7.

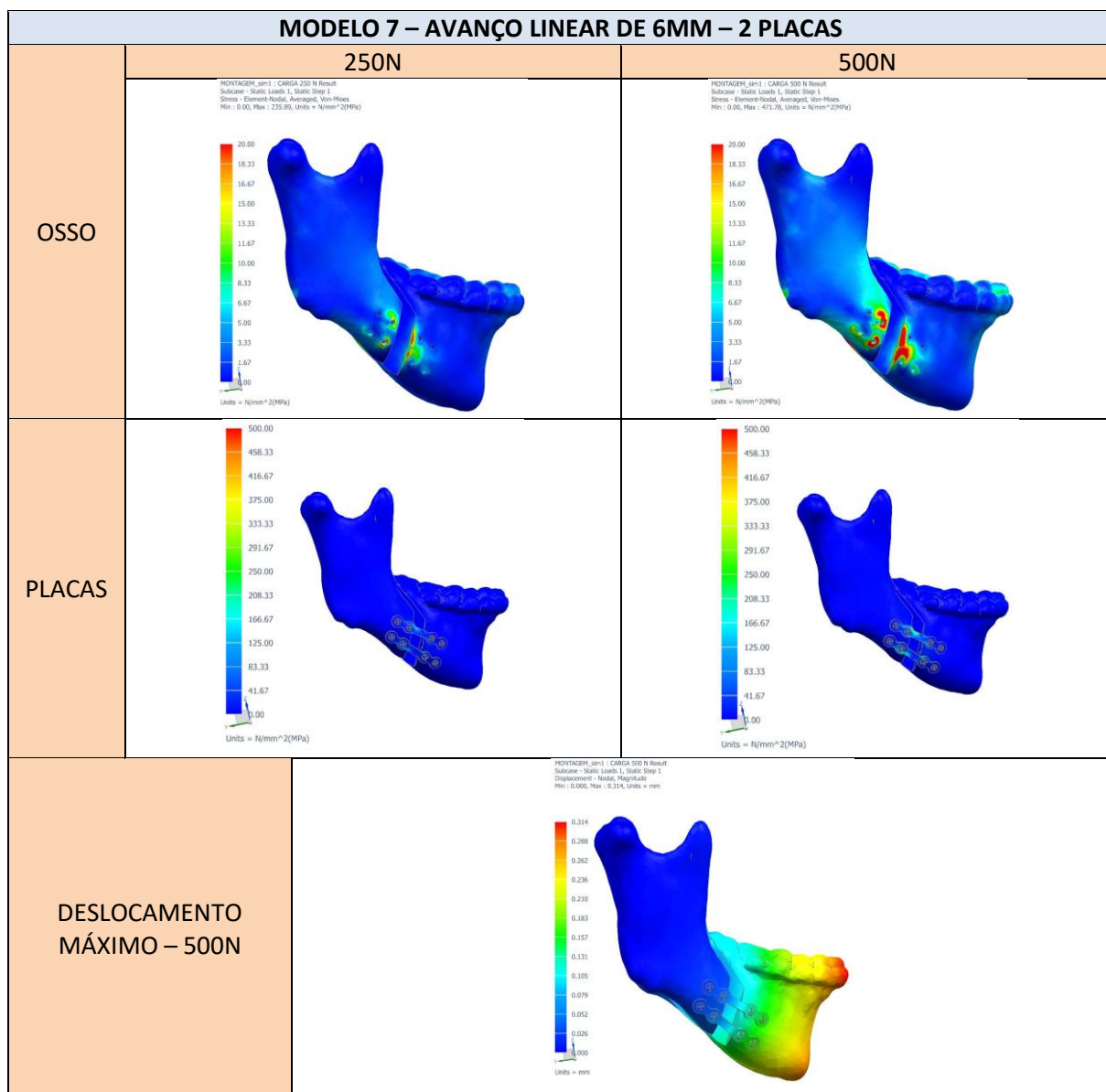


Figura 15 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 7.

5.8 MODELO 8 – AVANÇO DE 6mm E GIRO HORÁRIO FIXADO COM DUAS PLACAS

Seguindo a ordem de avaliação, o próximo modelo analisado foi o com avanço de 6mm fixado com 2 placas e que foi submetido a um giro horário do plano mandibular. Quando a carga de 250N foi aplicada, as placas apresentaram valores de tensão de 286MPa para a placa superior e 234,56MPa para a placa inferior. Já quando a carga foi aumentada para 500N esses valores subiram para 572MPa e 469,13MPa para as placas superior e inferior respectivamente. Em ambos os casos, foi possível observar um acúmulo de tensões na região da ponte da placa muito similar ao observado no modelo anterior (M7). Na placa superior, as tensões se localizaram na ponte e na região próxima ao furo central do segmento proximal. Já na placa inferior, a tensão também se acumulou nas proximidades do parafuso central do segmento proximal, porém mais para a região inferior da placa. Nas duas placas, pouca tensão foi distribuída para os parafusos laterais.

Ao se avaliar as imagens da superfície óssea foi possível ver uma distribuição irregular de tensões que se localizavam principalmente na região do gap ósseo, na área da osteotomia. Na carga de 250N, a qual apresentava uma tensão de 32,36MPa, esse quadro já foi visível. Quando a carga oclusal foi aumentada para 500N, a tensão máxima atingiu o valor de 64,72MPa e a área de distribuição aumentou. Zonas em vermelho foram visíveis na região próxima às perfurações centrais dos parafusos inferiores assim como na região entre as duas placas no segmento distal e na região superior nos dois segmentos (zona de tensão). A região entre as duas placas no segmento proximal apresentou uma área mais escura, assim como a região próxima aos dois parafusos laterais das duas placas no segmento distal. Houve, também, dissipação do estresse para áreas do corpo, base e ramo ascendente da mandíbula, principalmente na região superior (zona de tensão).

O deslocamento do segmento distal atingiu o valor de 0,180mm na aplicação de 250N de carga oclusal e 0,361mm quando da aplicação da carga de 500N. Esse valor só foi maior que o do Modelo 7.

| MODELO 8 – AVANÇO DE 6MM GIRO HORÁRIO – 2 PLACAS | | | | |
|---|-------------------|-------------------------|----------|----------------------|
| CARGA | DESLOCAMENTO (mm) | TENSÃO NAS PLACAS (MPa) | | TENSÃO NO OSSO (Mpa) |
| | | SUPERIOR | INFERIOR | |
| 50N | 0,0361 | 57,22 | 46,91 | 6,472 |
| 100N | 0,0722 | 114,43 | 93,82 | 12,94 |
| 150N | 0,1083 | 171,65 | 140,74 | 19,42 |
| 200N | 0,144 | 228,86 | 187,65 | 25,89 |
| 250N | 0,180 | 286,08 | 234,56 | 32,36 |
| 300N | 0,217 | 343,30 | 281,47 | 38,83 |
| 350N | 0,253 | 400,51 | 328,38 | 45,30 |
| 400N | 0,289 | 457,73 | 375,29 | 51,78 |
| 450N | 0,325 | 514,94 | 422,21 | 58,25 |
| 500N | 0,361 | 572,16 | 469,13 | 64,72 |

Tabela 10 – Valores de tensões e deslocamento do Modelo 8.

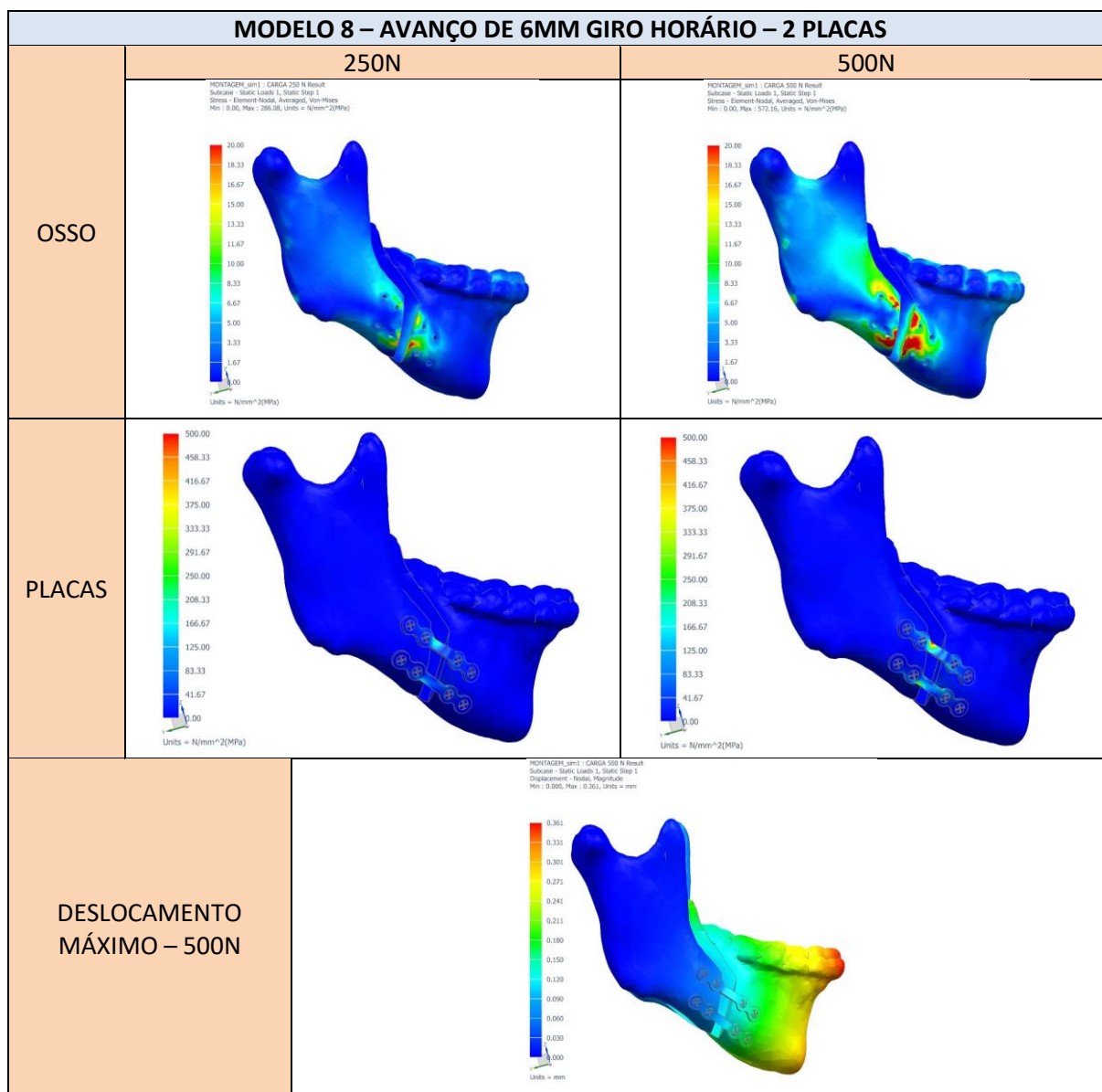


Figura 16 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 8.

5.9 MODELO 9 – AVANÇO DE 6mm E GIRO ANTI-HORÁRIO FIXADO COM 2 PLACAS

O modelo 9, quando avaliado, demonstrou uma área de concentração de estresse na placa superior em comparação à inferior logo no momento da aplicação da carga oclusal de 250N. Essa carga gerou uma tensão máxima de 369,60MPa para a placa superior e de 311,86 para a placa inferior. Quando a carga oclusal subiu para 500N, as tensões máximas no material de síntese subiram para 739,20MPa e 623,71 para as placas superior e inferior respectivamente.

Ambas as imagens demonstraram essa diferença de acúmulo de tensões, que acabou se concentrando na ponte e próxima ao furo central. Na placa superior, a ponte apresentou uma coloração mais clara que a ponte da placa inferior.

A cortical óssea apresentou áreas de estresse nas circunjunções das duas perfurações anteriores inferiores quando da carga de 250N. Houve, também, zonas de acúmulo de tensão ao redor das perfurações superiores e posteriores. Já as perfurações inferiores do segmento proximal apresentaram pouco acúmulo de estresse. No momento em que a carga aumentou, áreas em claro apareceram ao redor de todas as perfurações e houve dissipação para a região superior do segmento proximal (zona de tensão da mandíbula), se estendendo para a porção central do ramo ascendente e atingindo também a chanfradura sigmoide. Os valores das tensões foram de 34,19MPa e de 68,39MPa para as cargas de 250N e de 500N respectivamente.

O deslocamento nesse caso atinge valores de 0,265mm quando da carga de 250N e 0,531mm na carga de 500N. A região do mento parece menos afetada que a região dos incisivos.

| MODELO 9 – AVANÇO DE 6MM GIRO ANTI-HORÁRIO – 2 PLACAS | | | | |
|--|-------------------|-------------------------|----------|----------------------|
| CARGA | DESLOCAMENTO (mm) | TENSÃO NAS PLACAS (MPa) | | TENSÃO NO OSSO (Mpa) |
| | | SUPERIOR | INFERIOR | |
| 50N | 0,0531 | 73,92 | 62,37 | 6,839 |
| 100N | 0,1061 | 147,84 | 124,74 | 13,68 |
| 150N | 0,159 | 221,76 | 187,11 | 20,52 |
| 200N | 0,212 | 295,68 | 249,49 | 27,35 |
| 250N | 0,265 | 369,60 | 311,86 | 34,19 |
| 300N | 0,318 | 443,60 | 374,23 | 41,03 |
| 350N | 0,371 | 517,44 | 436,60 | 47,87 |
| 400N | 0,424 | 591,36 | 498,97 | 54,71 |
| 450N | 0,478 | 665,28 | 561,34 | 61,55 |
| 500N | 0,531 | 739,20 | 623,71 | 68,39 |

Tabela 11 – Valores de tensões e deslocamento do Modelo 9.

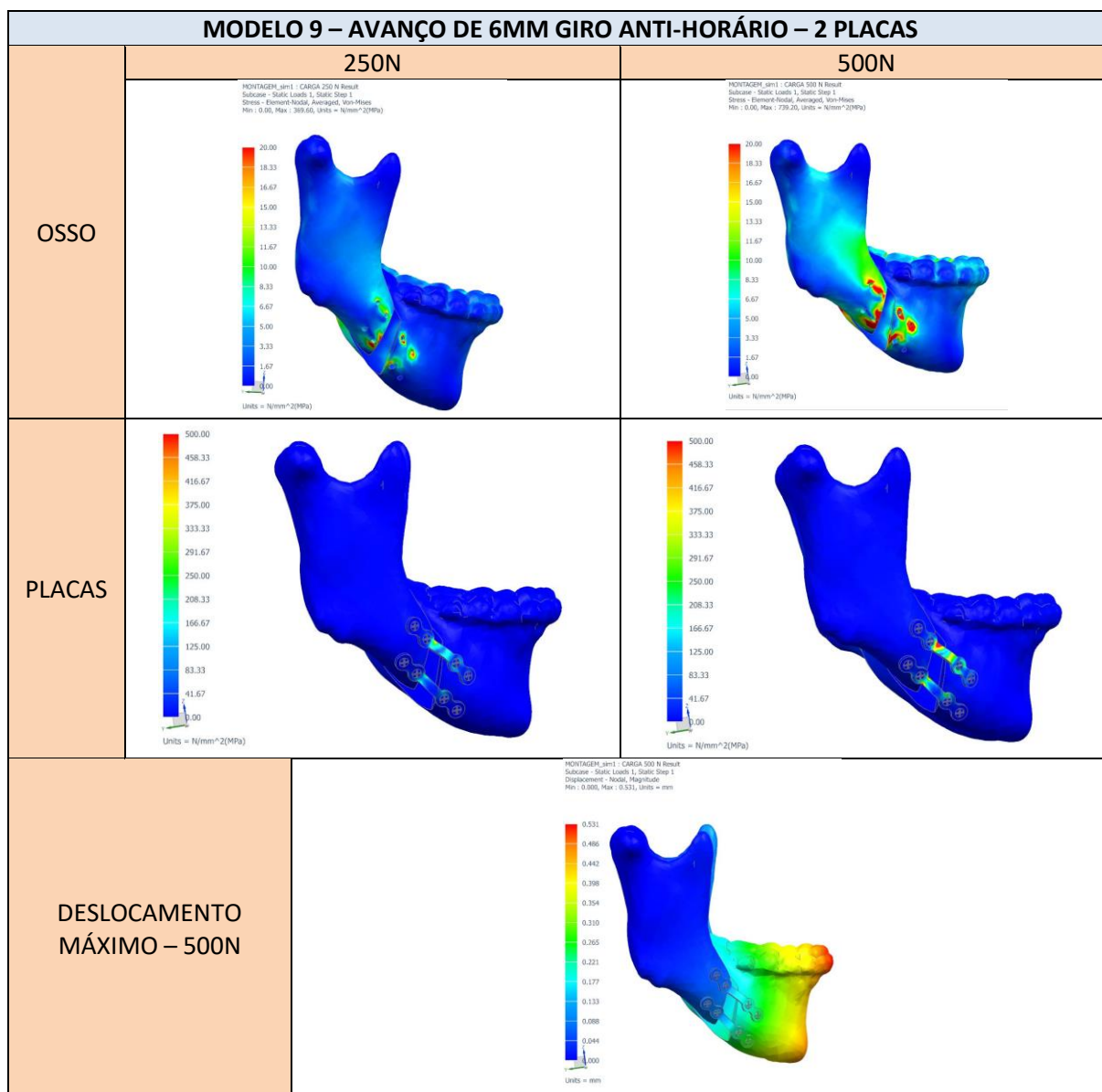


Figura 17 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 9.

5.10 MODELO 10 – AVANÇO LINEAR DE 12mm FIXADO COM 2 PLACAS

Os modelos que sofreram avanço de 12mm e foram fixados com 2 placas foram os últimos a serem analisados. O modelo 10, com avanço linear, apresentou valores máximos de tensão na placa inferior, diferente do observado nos modelos anteriores. Quando as cargas de 250N e de 500N foram aplicadas, a placa superior apresentou 270,18MPa e 540,36Mpa respectivamente. Já os valores anotados para a placa inferior foram quase o dobro, chegando a

495,90MPa para a carga de 250N e de 991,79MPa para a carga de 500N. Essa tensão se acumulou nas duas placas, na região da ponte e na região dos furos centrais em ambos os segmentos, sem que houvesse uma dissipação para as porções laterais. O furo central da placa inferior do segmento proximal foi o que mais concentrou tensões.

No osso, a tensão também se acumulou nas proximidades da placa inferior, em especial ao redor das duas perfurações centrais, somando um valor de 54,20MPa. Já no momento em que a carga oclusal subiu de 250N para 500N, a área de tensão aumentou, apesar do foco da concentração continuar a ser a região da osteotomia próxima à placa inferior, com uma tensão máxima de 108,39MPa.

Nesse modelo, o deslocamento do segmento dentado foi moderado com 0,229mm após aplicação de 250N de carga e atingindo 0,459mm na carga oclusal máxima de 500N. A imagem demonstrou movimentação significativa tanto em região dentada quanto na região mentual, ambas com áreas vermelhas bem definidas.

| MODELO 10 – AVANÇO LINEAR DE 12MM – 2 PLACAS | | | | |
|---|-------------------|-------------------------|----------|----------------------|
| CARGA | DESLOCAMENTO (mm) | TENSÃO NAS PLACAS (MPa) | | TENSÃO NO OSSO (Mpa) |
| | | SUPERIOR | INFERIOR | |
| 50N | 0,0459 | 54,04 | 99,18 | 10,84 |
| 100N | 0,0917 | 108,07 | 198,36 | 21,68 |
| 150N | 0,138 | 162,11 | 297,54 | 32,52 |
| 200N | 0,183 | 216,14 | 396,72 | 43,36 |
| 250N | 0,229 | 270,18 | 495,90 | 54,20 |
| 300N | 0,275 | 324,22 | 595,08 | 65,04 |
| 350N | 0,321 | 378,25 | 694,26 | 75,88 |
| 400N | 0,367 | 432,29 | 793,44 | 86,72 |
| 450N | 0,413 | 486,32 | 892,62 | 97,56 |
| 500N | 0,459 | 540,36 | 991,79 | 108,39 |

Tabela 12 – Valores de tensões e deslocamento do Modelo 10.

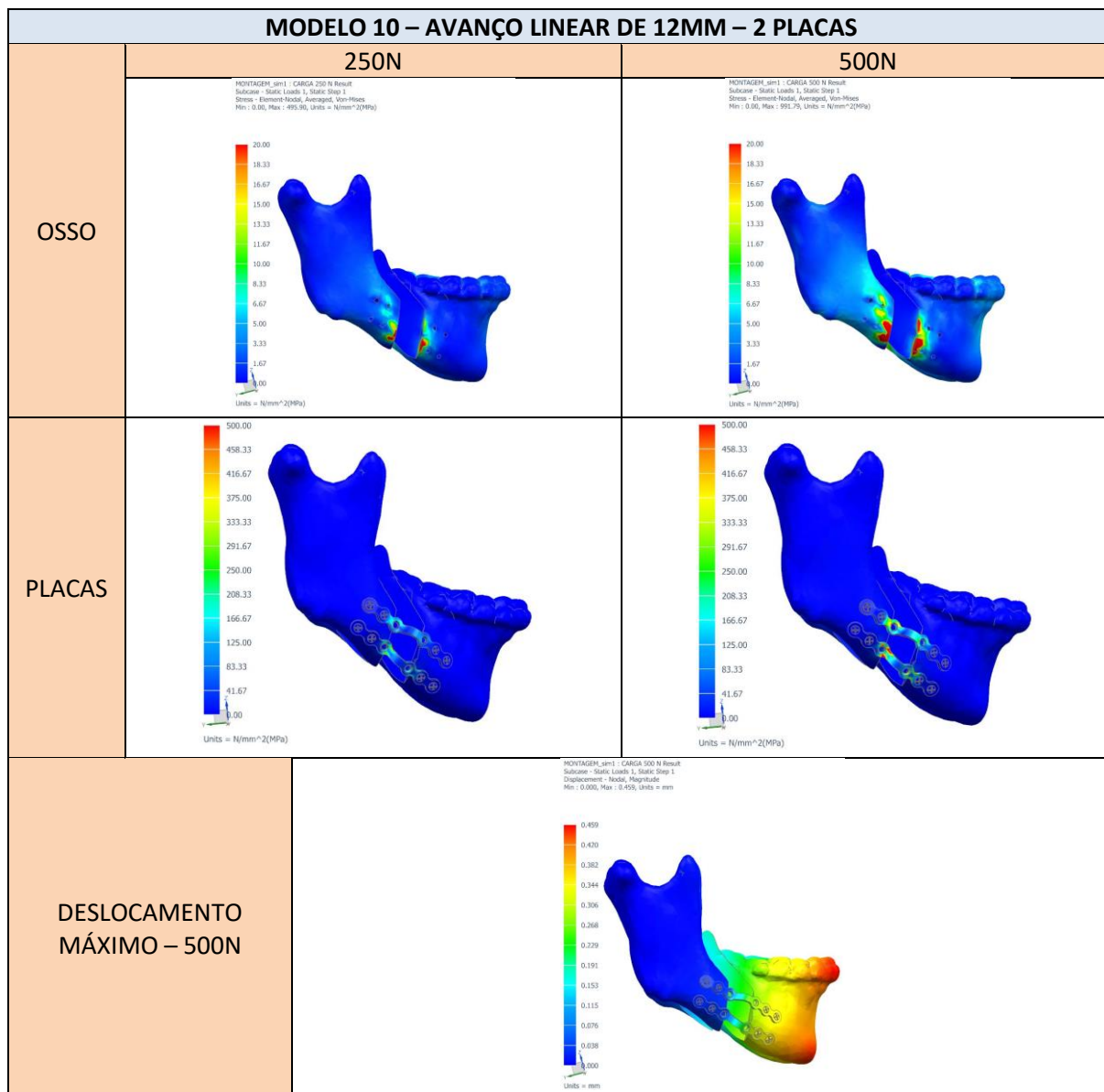


Figura 18 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 10.

5.11 MODELO 11 – AVANÇO DE 12mm E GIRO HORÁRIO FIXADO COM DUAS PLACAS

O modelo 11, o penúltimo a ser analisado, apresentou uma tensão máxima no material de síntese nos valores de 310,52MPa e de 597,71MPa para as placas superior e inferior respectivamente, quando da aplicação da carga oclusal de 250N. Nesse cenário, houve distribuição de tensão tanto na ponte quanto ao redor dos dois primeiros furos do segmento distal em ambas as placas. Os furos mais centrais do segmento proximal (sem a inserção de

parafusos), nas duas placas, foram os que mais concentraram tensões. Quando a carga foi aumentada para 500N, observou-se uma coloração mais avermelhada nas áreas acima citadas, sem que houvesse uma distribuição do estresse para as regiões periféricas das placas. Os valores, nessa situação, subiram para 621,04MPa na placa superior e 1195,42MPa na placa inferior.

Ao se analisar a tensão na superfície óssea, verificou-se que, na aplicação de 250N de carga oclusal, a mesma foi de 44,73MPa. Nesse caso houve acúmulo de tensão na região da osteotomia próxima à placa inferior. As perfurações anteriores da placa superior também apresentaram zonas claras, enquanto as perfurações do segmento proximal dessa mesma placa apresentaram áreas mais azuladas, demonstrando não haver uma distribuição homogênea do estresse. Ao se aumentar a carga oclusal para 500N de força, a tensão óssea subiu para 89,46MPa e se manteve concentrada entre as duas placas, principalmente na região de inserção da placa inferior. A tensão se dissipou para a região de corpo e ângulo no segmento proximal enquanto, no segmento distal, a cortical óssea não apresentou essa característica, mantendo-se o estresse restrito à região de inserção das placas. O deslocamento nesse modelo foi de 0,251mm para 250N de carga oclusal e de 0,503mm na carga máxima de 500N, apresentando áreas vermelhas mais concentradas na região dentada e pouca coloração avermelhada na região mentoniana.

| MODELO 11 – AVANÇO DE 12MM GIRO HORÁRIO – 2 PLACAS | | | | |
|--|-------------------|-------------------------|----------|----------------------|
| CARGA | DESLOCAMENTO (mm) | TENSÃO NAS PLACAS (MPa) | | TENSÃO NO OSSO (Mpa) |
| | | SUPERIOR | INFERIOR | |
| 50N | 0,0503 | 62,10 | 239,08 | 8,946 |
| 100N | 0,1005 | 124,21 | 478,17 | 17,89 |
| 150N | 0,151 | 186,31 | 717,25 | 26,84 |
| 200N | 0,201 | 248,42 | 956,34 | 35,78 |
| 250N | 0,251 | 310,52 | 597,71 | 44,73 |
| 300N | 0,302 | 372,62 | 1434,50 | 53,68 |
| 350N | 0,352 | 434,73 | 1673,59 | 62,62 |
| 400N | 0,402 | 496,83 | 1912,67 | 71,57 |
| 450N | 0,452 | 558,94 | 2151,76 | 80,51 |
| 500N | 0,503 | 621,04 | 1195,42 | 89,46 |

Tabela 13 – Valores de tensões e deslocamento do Modelo 11.

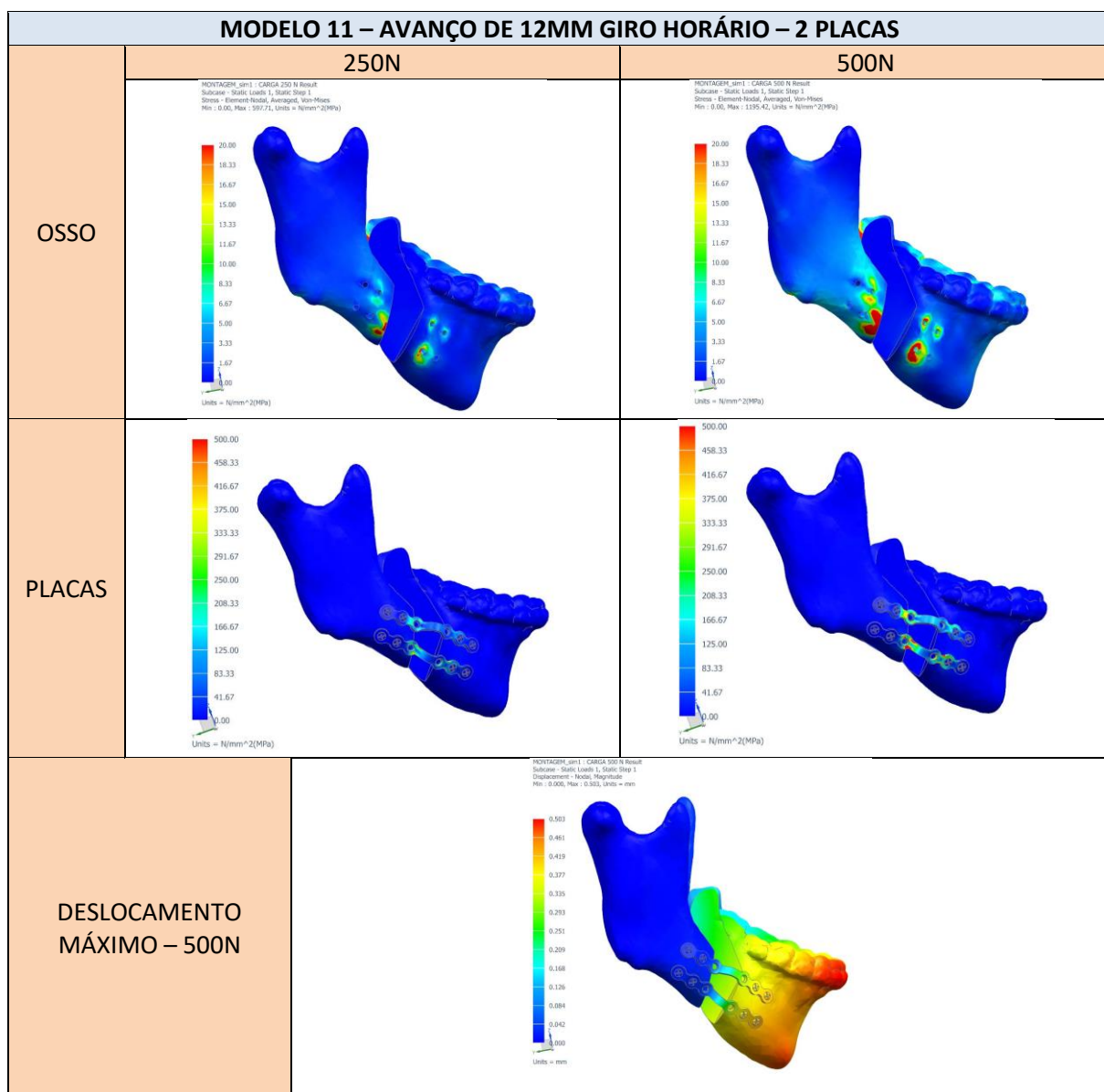


Figura 19 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 11

5.12 MODELO 12 – AVANÇO DE 12mm E GIRO ANTI-HORÁRIO FIXADO COM 2 PLACAS

O último modelo a ser avaliado foi o de avanço de 12mm, fixado com duas placas, e associado ao giro anti-horário do plano mandibular. As tensões nas placas superior e inferior, quando da aplicação de 250N de carga oclusal, foram de 397,12MPa e 299,71MPa respectivamente. Essa situação foi diferente daquela vista nos dois modelos anteriores, nos quais as tensões nas placas inferiores foram maiores. Nessa carga oclusal já foi possível ver a tensão se concentrando na região da ponte e dos furos centrais, em ambos os lados e também nas duas placas. Assim como nas análises anteriores, também houve concentração de estresse na região das pontes das placas. Quando a carga oclusal foi levada para o limite máximo de 500N, a tensão na superfície das placas subiu para 635,39MPa e 359,65MPa nas placas superior e inferior respectivamente. A ponte e os furos centrais (sem inserção de parafusos) em ambas as placas continuam a ser os mais afetados e também é possível ver uma distribuição para os segundos furos em ambos os lados das duas placas. Apesar dessa distribuição, tanto na placa superior quanto na inferior, a região dos furos laterais apresentou pouco estresse, com uma coloração mais puxada para o azul.

No osso, a tensão superficial foi de 41,08MPa para a carga de 250N de força e de 82,16MPa na aplicação de 500N de força. Nas duas imagens, foi possível ver um acúmulo de tensões na região da osteotomia nos lados, tanto na região superior quanto na inferior. Nesse modelo, houve pouca distribuição de estresse para a região posterior da cortical e os arredores das perfurações centrais foram os locais com maior concentração das tensões. Com relação ao deslocamento do segmento anterior, o mesmo atingiu o valor de 0,290mm para a carga de 250N e de 0,581 para a carga de 500N, com áreas em vermelho tanto na região dentada quanto na região mental. Esse achado difere um pouco daquele que foi visto nos dois modelos anteriores, nos quais o deslocamento foi maior na região dentada.

| MODELO 12 – AVANÇO DE 12MM GIRO ANTI-HORÁRIO – 2 PLACAS | | | | |
|---|-------------------|-------------------------|----------|----------------------|
| CARGA | DESLOCAMENTO (mm) | TENSÃO NAS PLACAS (MPa) | | TENSÃO NO OSSO (Mpa) |
| | | SUPERIOR | INFERIOR | |
| 50N | 0,0581 | 79,42 | 59,94 | 8,216 |
| 100N | 0,1161 | 158,85 | 119,88 | 16,43 |
| 150N | 0,174 | 238,27 | 179,83 | 24,65 |
| 200N | 0,232 | 317,70 | 239,77 | 32,86 |
| 250N | 0,290 | 397,12 | 299,71 | 41,08 |
| 300N | 0,348 | 476,54 | 359,65 | 49,30 |
| 350N | 0,406 | 555,97 | 419,59 | 57,51 |
| 400N | 0,464 | 635,39 | 479,54 | 65,73 |
| 450N | 0,524 | 714,82 | 539,48 | 73,94 |
| 500N | 0,581 | 794,24 | 599,41 | 82,16 |

Tabela 14 – Valores de tensões e deslocamento do Modelo 12.

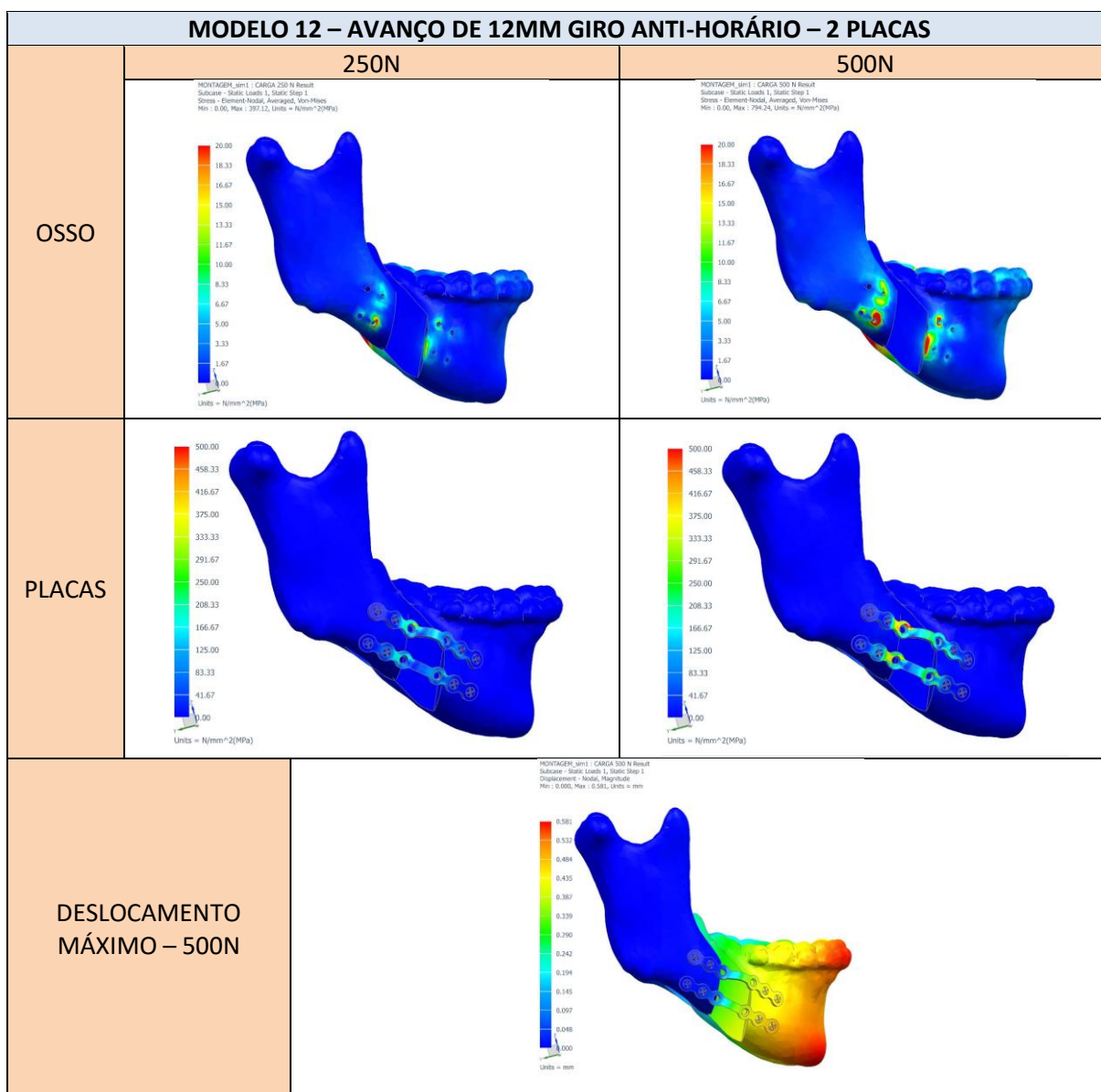


Figura 20 – Imagens das tensões superficiais e deslocamento do Modelo 12.

5.13 TENSÕES E DESLOCAMENTOS MÁXIMOS EM CADA MODELO

Para facilitar as comparações entre os modelos, uma tabela com os valores máximos de tensões e deslocamento foi criada e segue abaixo:

| MODELO | TENSÃO NO OSSO (MPa) | TENSÃO NA PLACA (MPa) | DESLOCAMENTO |
|---------------------------------|----------------------|-----------------------|--------------|
| M1 – 6mm L – 1 placa | 50,74 | 686,11 | 0,409mm |
| M2 – 6mm H – 1 placa | 83,15 | 679,91 | 0,433mm |
| M3 – 6mm AH – 1 placa | 65,55 | 1060,21 | 0,547mm |
| M4 – 12mm L – 1 placa | 121,87 | 1644,18 | 0,819mm |
| M5 – 12mm H – 1 placa | 111,84 | 1206,59 | 0,581mm |
| M6 – 12mm AH – 1 placa | 133,25 | 1214,31 | 1,086mm |
| M7 – 6mm L – 2 placas | 59,33 | 471,78 – S | 0,314mm |
| M8 – 6mm H – 2 placas | 64,72 | 572,16 – S | 0,361mm |
| M9 – 6mm AH – 2 placas | 68,39 | 739,20 – S | 0,531mm |
| M10 – 12mm L – 2 placas | 108,39 | 991,79 – I | 0,459mm |
| M11 – 12mm H – 2 placas | 89,46 | 1195,42 – I | 0,503mm |
| M12 – 12mm AH – 2 placas | 82,16 | 794,24 – S | 0,581mm |

Tabela 15 – Resumo dos valores das tensões e deslocamentos máximos em cada modelo.

6 DISCUSSÃO

Os estudos com AEF têm-se mostrado importantes na avaliação das fixações em OSRM e, desde os anos 2000, já havia sido demonstrado que modelos virtuais da mandíbula são fidedignos e confiáveis. Vollmer et al. demonstrou, por meio de comparações biomecânicas entre uma mandíbula seca e uma mandíbula virtual, que as tensões geradas nas superfícies de ambos os modelos eram semelhantes. Dessa forma, conseguiram validar o uso de modelos mandibulares em AEF para a realização de estudos sem a necessidade de intervenção clínica. Esta nova ferramenta gerou vantagens como economia de tempo e recursos, além de ampliar as possibilidades de avaliações terapêuticas, assim como evitar problemas do ponto de vista ético.³³

A literatura científica tem demonstrado que os grandes avanços mandibulares constituem uma preocupação, pois são mais instáveis.²⁸ Isso se torna ainda mais importante quando se leva em consideração o tratamento da SAOS, condição na qual um avanço mandibular significativo quase sempre faz parte do plano de tratamento.^{3,27} Esses estudos clínicos, apesar de trazerem informações importantes sobre a estabilidade a longo prazo de grandes avanços mandibulares, são falhos em responder como o material de síntese se comporta nesse tipo de situação e como as tensões geradas pelas cargas mastigatórias são absorvidas, tanto pelo osso quanto pelo material de síntese.

De fato, o avanço mandibular é defendido como sendo diretamente proporcional à melhoria dos sintomas da apneia obstrutiva do sono e alguns autores estipulam um valor de 10mm como sendo uma média ideal de avanço do segmento distal da mandíbula.^{28,34} Fica evidente então que o avanço de 12mm aqui proposto corresponde a uma situação clínica viável e, dependendo da situação clínica, até necessário.

Situações cirúrgicas que necessitam de grandes avanços mandibulares, principalmente quando associados à alteração do plano mandibular, podem requerer um reforço na fixação a fim de se evitar índices maiores de instabilidade e falha precoce do sistema de fixação. Como esses dispositivos de fixação irão se comportar nessas situações extremas é algo que requer mais estudos. É preciso compreender como as forças oclusais se dissipam pelas corticais ósseas e superfícies do material de síntese. Nesse aspecto, estudos com elementos finitos se tornam uma ferramenta útil, pois possibilitam que as análises sejam feitas sem as limitações impostas por um estudo clínico.

A escassez de estudos nessas condições de grandes avanços com modificação do plano mandibular favoreceu a confecção do presente trabalho utilizando a AEF. É preciso ampliar as evidências científicas sobre a real necessidade de se aumentar a quantidade de dispositivos de fixação nessas condições. Um exemplo da necessidade novos estudos nessa área foi o trabalho desenvolvido por Chuong et al. (2005) que compararam o uso de parafusos bicorticais com apenas uma placa e parafusos monocorticais em avanços de 8mm.¹³ Apesar de demonstrarem resultados melhores no que diz respeito à distribuição das tensões superficiais quando do uso de parafusos bicorticais, ficaram faltando análises comparativas com duas placas nessas situações. Isso reforça o fato de que a literatura é falha em estudar amplitudes maiores de posicionamento do segmento distal da mandíbula e tentar prever como esse posicionamento pode alterar a efetividade da fixação.

Já o comportamento das tensões observadas nas placas, reflete sua capacidade de absorver a força e, conseqüentemente, de transmiti-la ao osso adjacente, já que a fadiga da liga é praticamente impossível de acontecer, uma vez que o dano ósseo acaba ocorrendo primeiro, impedindo que ocorra a quebra estrutural do dispositivo. Espera-se que, com o aumento da tensão no material de fixação, também sejam aumentadas as tensões no osso. Entretanto, esse comportamento nem sempre é verdadeiro, já que outros fatores podem influenciar, como a

magnitude do movimento, a quantidade de fixação e o giro do plano oclusal. No presente estudo, apesar dos dados das características mecânicas das placas e parafusos terem sido fornecidos pela empresa Engimplan® (Rio Claro – SP), eles são similares aos encontrados em outros estudos da literatura.^{20,21}

Ao compararmos as AEF dos modelos virtuais no presente estudo, algumas questões sobre o comportamento das tensões puderam ser observadas nos resultados apresentados. É preciso entender que, à medida que há um aumento da tensão no osso, há maior susceptibilidade de remodelação naquele local. Isso pode determinar um maior número de falhas já que a reabsorção óssea pode provocar o afrouxamento dos parafusos. Além disso, cargas excessivas na estrutura óssea são um fator de risco para osteólise, provocando um processo inflamatório, cujo desfecho pode ser a falha da osteossíntese e a infecção, favorecendo também a instabilidade oclusal. Isso pode ser observado na literatura, já que maiores taxas de recidiva estão associados a um maior avanço mandibular.⁵

No presente estudo, foi possível demonstrar que o avanço mandibular está relacionado a um maior acúmulo de tensões na superfície óssea. Em todos os cenários, as tensões no osso foram maiores nos grupos com avanços de 12mm em comparação aos grupos com avanço de 6mm. Os deslocamentos do segmento distal também foram maiores nos modelos com avanço de 12mm em comparação aos modelos com avanços de 6mm. Esses achados reforçam a importância de se adicionar uma placa a mais quando da realização de avanços de grandes magnitudes, pois o contato ósseo é diminuído. Esses resultados corroboram com os achados de Bohluli et al. (2010) que demonstraram que duas placas apresentaram menores valores de tensão na cortical do que as vistas com uma placa.⁷ Já nos grupos com avanço de 6mm fixados com 1 e 2 placas, observou-se valores de tensões na superfície óssea similares entre si, demonstrando que a adição da segunda placa não é imprescindível.

As tensões no material de fixação também aumentaram conforme o aumento da magnitude de movimento. Em todos os cenários com avanço de 12mm as tensões nas placas foram maiores quando comparadas às tensões nos avanços de 6mm. Quando 2 placas foram utilizadas, os valores de tensão no material de síntese foram menores, demonstrando uma melhor distribuição dessas tensões. Esse achado é similar àqueles vistos na literatura, nos quais o uso de duas placas contribuiu positivamente para a redução de estresse no material de síntese.¹⁴

Nos modelos fixados com duas placas, um fato que chamou a atenção foi que apenas os modelos 10 e 11 apresentaram tensão máxima nas placas inferiores. Nos demais modelos (M7, M8, M9 e M12), a tensão máxima foi nas placas superiores. Esse comportamento já era esperado, pois a placa superior está concentrada na zona de tensão da mandíbula. Erkmen et al. (2005), ao analisar o uso de duas placas na fixação da OSRM, também obteve valores semelhantes.¹⁴ A inversão nesses dois modelos foi bastante curiosa e pode ter relação com a magnitude do avanço, provocando uma distribuição irregular na área da osteotomia. É preciso realizar outros estudos para comprovar esse comportamento.

Algo que é comum a todos os modelos é o maior acúmulo de tensões na ponte das placas e nas regiões próximas aos parafusos centrais, o que demonstra uma maior predisposição à reabsorção óssea nesses locais. Se houver fadiga do material e reabsorção óssea, provavelmente o ponto inicial desses problemas deverá ser essa localização. Em estudos prévios com AEF publicados na literatura, as regiões dos parafusos próximos ao gap, assim como a ponte das placas também foram as áreas com maiores acúmulos de tensões.^{13,14,20} Esse comportamento permanece, mesmo nos grandes avanços e com giro do plano oclusal, como foi demonstrado no nosso trabalho.

Com relação à alteração do plano oclusal, esse tipo de movimento foi responsável por um aumento de tensão na superfície óssea apenas nos movimentos de menor amplitude (6mm), independentemente da fixação ter sido realizada com uma ou duas placas. Já nos movimentos de 12mm, a alteração do plano mandibular reduziu a tensão na superfície do osso, demonstrando não ser esse um fator gerador de estresse ósseo. Isso corrobora com a segurança desse movimento já defendida em ensaios clínicos prévios publicados na literatura.^{9,30-32} Como não existem, na literatura, estudos com AEF analisando a fixação da OSRM após a alteração do plano mandibular, não é possível dizer se achados como os do presente estudo são comuns. Mais estudos serão necessários para comparações futuras.

Ao analisarmos os efeitos da alteração do plano mandibular sobre o material de síntese, dois padrões de comportamento dentro da mesma magnitude de movimento foram observados. O M3 em comparação ao M1, assim como o M9 em comparação ao M7, apresentou valores maiores de tensão, ou seja, a rotação anti-horária nos avanços de 6mm contribuiu para uma maior concentração de tensão no material de síntese. Esse comportamento não se repetiu nos modelos com avanço de 12mm.

O único padrão observado nos modelos e que se relaciona com a alteração do plano mandibular diz respeito ao deslocamento do segmento distal. Sempre que o giro anti-horário do plano mandibular foi realizado, houve maior deslocamento do segmento dentado verticalmente. Estudos retrospectivos demonstram boa estabilidade desse movimento a longo prazo.^{9,32} Apesar disso, não há como comparar os resultados do presente estudo com os ensaios clínicos presentes na literatura, pois, como dito anteriormente, não foram encontrados estudos com AEF que tenham avaliado a alteração do plano mandibular e do PO após a fixação da OSRM. De qualquer forma, os dados aqui apresentados demonstram menor resistência ao deslocamento vertical quando da realização do giro anti-horário do plano mandibular. Portanto, acreditamos que seria

prudente, sobretudo em grandes avanços com giro anti-horário do plano mandibular, utilizar 2 placas, já que o deslocamento no modelo M6 foi o maior entre todos estudados.

A análise em elementos finitos possibilitou a compreensão do comportamento das tensões nos planejamentos cirúrgicos propostos, servindo de base para possíveis tomadas de decisões na clínica e prática cirúrgica cotidiana.

7 CONCLUSÕES

- Os modelos que tiveram avanços de 12mm, também obtiveram um maior acúmulo de tensão na superfície óssea e do material de síntese;
- A adição da segunda placa foi mais positiva em relação ao estresse ósseo e no material de síntese nos modelos com avanço de 12 mm;
- Nos avanços de 6 e 12 mm, o acúmulo de tensão localiza-se na ponte e nos 2 furos centrais da placa;
- A mudança do plano mandibular no sentido anti-horário nos avanços de 6 mm, fixados com 1 ou 2 placas aumentou a tensão no material de síntese, o que não ocorreu nos avanços de 12 mm;
- A maior resistência ao deslocamento ocorreu com a adição da segunda placa;
- A menor resistência ao deslocamento do segmento distal ocorreu quando foi realizado o giro anti-horário do plano mandibular, utilizando uma única placa no avanço de 12mm.

REFERÊNCIAS

1. Trauner R, Obwegeser H. The surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty. I. Surgical procedures to correct mandibular prognathism and reshaping of the chin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1957;10:677–689.
2. Böckmann R, Meyns J, Dik E, Kessler P. The modifications of the sagittal ramus split osteotomy: a literature review. *Plast Reconstr Surg Glob Open.* 2014;2:e271:1-7.
3. Lee SH, Kaban LB, Lahey ET. Skeletal stability of patients undergoing maxillomandibular advancement for treatment of obstructive sleep apnea. *J Oral Maxillofac Surg.* 2015;73(4):694–700.
4. Jaspers GW, Booij A, de Graaf J, de Lange J. Long-term results of maxillomandibular advancement surgery in patients with obstructive sleep apnoea syndrome. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2013;51:e37–e39.
5. Joss CU, Vassalli IM. Stability after bilateral sagittal split osteotomy advancement surgery with rigid internal fixation: a systematic review. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(2):301–13.
6. Ehrenfeld M; Manson N; Prein J. Principles of internal fixation of the craniomaxillofacial skeleton trauma and orthognathic surgery. Thieme. 2012. 1-395p.
7. Bohluli B, Motamedi MHK, Bohluli P, Sarkarat F, Moharamnejad N, Tabrizi MHS. Biomechanical stress distribution on fixation screws used in bilateral sagittal split ramus osteotomy: assessment of 9 methods via finite element method. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010;68(11):2765–9.
8. Sarkarat F, Motamedi MHK, Bohluli B, Moharamnejad N, Ansari S, Shahabi-Sirjani H. Analysis of stress distribution on fixation of bilateral sagittal split ramus osteotomy with resorbable plates and screws using the finite-element method. *J Oral Maxillofac Surg.* 2012;70(6):1434–8.
9. Reyneke JP, Bryant RS, Suuronen R, Becker PJ. Postoperative skeletal stability following clockwise and counter-clockwise rotation of the maxillomandibular complex compared to conventional orthognathic treatment. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2007;45(1):56–64.

10. Yun K, Cho Y, Park J. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution and displacement in different fixation methods of bilateral sagittal split ramus osteotomy. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2012;(38):271–5.
11. Maurer P, Holweg S, Schubert J. Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 1999;27(6):365–72.
12. Maurer P, Knoll WD, Schubert J. Comparative evaluation of two osteosynthesis methods on stability following sagittal split ramus osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg.* 2003;31(5):284–9.
13. Chuong CJ, Borotikar B, Schwartz-Dabney C, Sinn DP. Mechanical characteristics of the mandible after bilateral sagittal split ramus osteotomy: comparing 2 different fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005;63(1):68–76.
14. Erkmen E, Simsek B, Yucel E, Kurt A. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis. Part 1: advancement surgery-posterior loading. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2005;34(5):551–8.
15. Erkmen E, Şimşek B, Yücel E, Kurt A. Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2005;43(2):97–104.
16. Ming-Yih L, Chun-Li L, Wen-Da T, Lun-Jou L. Biomechanical stability analysis of rigid intraoral fixation for bilateral sagittal split osteotomy. *J Plast Reconstr Aesthet Surg.* 2010;63(3):451–5.
17. Albougha S, Darwich K, Darwich MA, Albogha MH. Assessment of sagittal split ramus osteotomy rigid internal fixation techniques using a finite element method. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015;44(7):823–9.
18. Stringhini DJ, Sommerfeld R, Uetanabaro LC, Leonardi DP, Araújo MR, Rebellato NLB. Resistance and stress finite element analysis of different types of fixation for mandibular orthognathic surgery. *Braz Dent J.* 2016;27(3):284–91.
19. Sindel A, Demiralp S, Colok G. Evaluation of different screw fixation techniques and screw diameters in sagittal split ramus osteotomy: finite element analysis method. *J Oral Rehabil.* 2014;41(9):683–91.

20. Sato FRL, Asprino L, Noritomi PY, da Silva JVL, de Moraes M. Comparison of five different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy using three-dimensional finite elements analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2012;41(8):934–41.
21. Sato FRL, Asprino L, Consani S, de Moraes M. Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010;68(1):160–6.
22. Oguz Y, Uckan S, Ozden AU, Uckan E, Eser A. Stability of locking and conventional 2.0-mm miniplate/screw systems after sagittal split ramus osteotomy: finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;108(2):174–7.
23. Moenning JE, Bussard DA, Lapp TH, Garrison BT. Comparison of relapse in bilateral sagittal split osteotomies for mandibular advancement: rigid internal fixation (screws) versus inferior border wiring with anterior skeletal fixation. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1990;5(3):175–82.
24. Satrom KD, Sinclair PM, Wolford LM. The stability of double jaw surgery: a comparison of rigid versus wire fixation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;99(6):550–63.
25. Dolce C, Van Sickels JE, Bays RA, Rugh JD. Skeletal stability after mandibular advancement with rigid versus wire fixation. *J Oral Maxillofac Surg.* 2000;58(11):1218–9.
26. Albougha S, Albogha MH, Darwich MA, Darwich K. Evaluation of the rigidity of sagittal split ramus osteotomy fixation using four designs of biodegradable and titanium plates - a numerical study. *Oral Maxillofac Surg.* 2015;19(3):281–5.
27. Van Sickels JE, Larsen AJ, Thrash WJ. Relapse after rigid fixation of mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986;44(9):703–7.
28. Ubaldo ED, Greenlee GM, Moore J, Sommers E, Bollen A-M. Cephalometric analysis and long-term outcomes of orthognathic surgical treatment for obstructive sleep apnoea. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015;44:752–759.
29. Riley RW, Powell NB, Li KK, Troell RJ, Guilleminault C. Surgery and obstructive sleep apnea: long-term clinical outcomes. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2000;122:415–21.
30. McCollum AG, Reyneke JP, Wolford LM. An alternative for the correction of the Class II low mandibular plane angle. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1989;67(3):231–41.

31. Wolford LM, Chemello PD, Hilliard FW. Occlusal plane alteration in orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 1993;51(7):730–1.
32. Chemello PD, Wolford LM, Buschang PH. Occlusal plane alteration in orthognathic surgery - Part II: Long-term stability of results. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994;106(4):434–40.
33. Vollmer D, Maeyer U, Joos U, Vèigh A. Experimental and finite element study of a human mandible. *J Craniomaxillofac Surg.* 2000;28:91-96.
34. Holty JE, Guilleminault C. Maxillomandibular advancement for the treatment of obstructive sleep apnea: a systematic review and meta-analysis. *Sleep Med Rev.* 2010;14(5):287-97.